

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
Klinik für Orthopädie
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurg
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Experimentelle Studie zum Vergleich der
Computernavigation mit 2D- und 3D-
Bildwandlertechnologie am Beispiel der
Pedikelschraubeninsertion im Bereich der
LWS**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin

von
Christian, Aljoscha, Schäffler

aus München

Dekan: Prof. Dr. med. Martin Paul

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. U. Stöckle
 2. Prof. Dr. Dipl.-Ing. T. Lüth
 3. Prof. Dr. med F. Gebhard

Datum der Promotion: 27.01.2006

Inhaltsverzeichnis

A) EINLEITUNG	5
B) GRUNDLAGEN	7
1.1. COMPUTER UNTERSTÜTZTE CHIRURGIE	7
1.1.1. <i>Geschichte der Computernavigation.....</i>	7
1.1.2. <i>Aktive Computernavigation.....</i>	9
1.1.3. <i>Semiaktive Computernavigation</i>	10
1.1.4. <i>Passive Computernavigation.....</i>	10
1.1.4.1. Allgemein	10
1.1.4.2. Systeme	11
1.1.4.3. Anwendungsbereiche	12
1.2. DIE WIRBELSÄULE (COLUMNA VERTEBRALIS)	14
1.2.1. <i>Anatomie.....</i>	14
1.2.1.1. Allgemein	14
1.2.1.2. Wirbelkörper	16
1.2.1.3. Lendenwirbelsäule	17
1.2.2. <i>Verletzungen.....</i>	17
1.2.2.1. Allgemein	17
1.2.2.2. Klassifikation	18
1.2.3. <i>Pathologische Veränderungen</i>	19
1.2.3.1. Degenerative Veränderungen	19
1.2.3.2. Osteoporose	20
1.2.3.3. Entzündliche Veränderungen	21
1.2.3.4. Tumore	22
1.2.4. <i>Therapie</i>	23
1.2.4.1. Allgemein	23
1.2.4.2. Konservative Therapie	24
1.2.4.3. Chirurgische Therapie	24
C) PROBLEM UND ZIEL	29
1.1. PROBLEMSTELLUNG	29
1.2. ZIELSETZUNG.....	30

D) MATERIAL UND METHODE	31
1.1. ÜBERBLICK	31
1.2. NAVIGATIONSSYSTEM.....	32
1.3. 1.VERSUCHSREIHE	38
1.3.1. <i>Systemvorstellung der 2D-Bildwandlernavigation</i>	<i>38</i>
1.3.2. <i>Versuchsaufbau</i>	<i>39</i>
1.3.3. <i>Versuchsdurchführung</i>	<i>40</i>
1.4. 2.VERSUCHSREIHE.....	45
1.4.1. <i>Systemvorstellung der 3D-Bildwandlernavigation</i>	<i>45</i>
1.4.2. <i>Versuchsaufbau und Vorbereitung.....</i>	<i>46</i>
1.4.3. <i>Versuchsdurchführung</i>	<i>48</i>
E) ERGEBNISSE	53
1.1. ÜBERBLICK	53
1.2. EINZELERGEBNISSE	55
1.2.1. <i>2D-Bildwandlernavigation.....</i>	<i>55</i>
1.2.2. <i>3D-Bildwandlernavigation.....</i>	<i>59</i>
1.3. GESAMTERGEBNIS	64
F) DISKUSSION	66
1.1. GESAMTÜBERBLICK.....	66
1.2. FEHLERBETRACHTUNG.....	67
1.3. 2D- BILDWANDLERNAVIGATION	68
1.4. 3D- BILDWANDLERNAVIGATION	69
1.5. SCHLUSSFOLGERUNG.....	72
G) ZUSAMMENFASSUNG	74
H) ZUKUNFTSAUSBLICK	76
DANKSAGUNG.....	77
LITERATURVERZEICHNIS	78

A) Einleitung

Bei den Ursachen von Wirbelsäulenschäden unterscheidet man grundsätzlich zwischen Wirbelsäulenverletzungen, die durch Unfälle oder sonstige Gewalteinwirkung von außen zustande kommen oder Wirbelsäulenveränderungen, die durch degenerative Veränderungen, eine Entzündung, einen Tumor und Metastasen verursacht werden.

In den westlichen Industrieländern wird die Inzidenz schwerer Wirbelsäulenverletzungen jährlich auf 50 Fälle pro 1 Millionen Einwohner geschätzt, davon handelt es sich bei etwa 10 Fällen um akute Querschnittslähmungen. Betroffen sind vor allem junge Männer [1]. Bei polytraumatisierten Patienten liegt in ungefähr 20% der Fälle und bei mehrfachverletzten Patienten in einem Zehntel aller Fälle eine Wirbelsäulenverletzung vor. Hierbei kommt es häufig zu neurologischen Begleitverletzungen. 20% der thorakalen und lumbalen Verletzungen, sowie 40% der zervikalen Läsionen weisen eine medulläre oder radikuläre Symptomatik auf [2].

Mit Hilfe der sich immer weiter entwickelnden präoperativen Untersuchungsmethoden wie CT, MRT, Ultraschall sowie der Standardisierung einzelner OP-Techniken wachsen die Möglichkeiten und die Sicherheiten operativer Behandlungen stetig an. Bei Wirbelsäulenoperationen handelt es sich um Eingriffe, die eine moderne apparative Ausstattung und spezialisierte und erfahrene Chirurgen erfordern. Auch wenn die transpedikuläre Implantatverankerung mittlerweile weit verbreitet ist und in vielen Krankenhäusern zur Standardmethode der dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule gehört, gelten die Pedikelpräparation und die Schraubeninsertion nach wie vor als schwierig und technisch anspruchsvoll [3, 4, 5]. In der Literatur schwanken die Angaben über die Rate der Fehlplatzierungen von 13,4% bis zu 40% [3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12].

Mit der Entwicklung der Computer-unterstützten-Chirurgie (CAS: Computer Assisted Surgery) steht der Medizin ein weiteres Instrument zur Erhöhung der Präzision und Sicherheit zur Verfügung [13, 14].

Bei der Computer-unterstützten-Chirurgie werden aktive, semiaktive und passive Systeme unterschieden. Aktive Systeme sind Roboter, wie z.B. Robodoc[®], Caspar[®], Hip-Master[®] und CAPPA[®], die entsprechend eines vordefinierten Bewegungsschemas arbeiten. Semiaktive Navigationssysteme sind Systeme, die während einer OP den Bewegungsspielraum der Instrumente, die durch den Chirurgen geführt werden einschränken. Bei passiven Navigationssystemen werden die Instrumente des Chirurgen im Raum registriert und von einem Computer visualisiert. Sie üben keinen mechanischen Einfluss auf den Operationsvorgang aus. Die passive Computernavigation ermöglicht, entsprechend einer zuvor durchgeführten Planung

eine zusätzliche intraoperative Visualisierung der chirurgischen Aktionen [15, 16, 17]. Seit Anfang der 90er Jahre wurden zunehmend computerassistierte Navigationsverfahren in die Wirbelsäulenchirurgie eingeführt und etabliert. Die CT-basierte Computernavigation ist ein bewährtes und zuverlässiges Verfahren, das eine präoperative Planung und ein intraoperatives Matching erfordert [10, 18, 19, 20]. Mit Hilfe dieser Systeme konnte eine signifikante Reduktion von Fehlplatzierungen bei Pedikelschrauben erreicht werden. Der Einsatz der Computernavigation erfordert jedoch mitunter einen erhöhten Aufwand [21].

Neue Navigationsverfahren sollen den Aufwand an Zeit und Kosten reduzieren und auch den Einsatz der Computernavigation in Notfallsituationen ermöglichen. An erster Stelle steht hier die Nutzung der intraoperativen Bildgebung [3].

Eine mögliche Alternative für die CT-gestützte Computernavigation stellt die bildwandlergestützte Computernavigation dar. Sie nutzt ein mobiles Röntgengerät, einen sog. Bildwandler (BV) zur Bilddatengewinnung. Dieser Bildwandler ist in den meisten OP-Sälen vorhanden und kann an ein Navigationssystem angeschlossen werden, so dass der Chirurg während der Operation seinen Datensatz jederzeit aktualisieren kann [3, 5].

Eine Weiterentwicklung mit dem Versuch der Kombination der Vorteile der CT-gestützten Computernavigation und der bildwandlergestützten Computernavigation stellt der Iso-C 3D Bildwandler der Firma Siemens dar. Er ermöglicht es, intraoperativ durch Standardisierung des Scanvorgangs ein 3D-Objekt zu rekonstruieren, das dann in Kombination mit einem Navigationssystem für die Durchführung der Operation verwendet werden kann.

Mit dieser Arbeit wird die Genauigkeit der bildwandlergestützten 2D-Computernavigation mit der bildwandlergestützten 3D-Computernavigations am Beispiel der Pedikelschraubeninsertion verglichen. Sie soll helfen die Grenzen und die Risiken des neuen Systems zu erforschen.

B) Grundlagen

1.1. Computer unterstützte Chirurgie

1.1.1. Geschichte der Computernavigation

Die Grundidee der Navigation existiert schon sehr lange. Bereits 1873 versuchte der Neurophysiologe C. Dittmar mit einer mechanischen Vorrichtung die Medulla oblongata gezielt anzusteuern [22]. Wenige Jahre später führte Altuchov im Jahr 1891 den ersten viel versprechenden stereotaktischen Eingriff am Menschen durch [23]. 1906 wurde von Sir V. Horsley und R. H. Clark ein System konstruiert, mit dessen Hilfe sie Nadeln gezielt in das Gehirn von Affen, Hunden und Katzen einbringen konnten (Abb.1). Mit der Beschreibung des „Stereotactic Apparatus“ erarbeiteten sie die drei Grundbestandteile der Navigation.

Zum ersten: das therapeutische Objekt. In ihrem Fall das Gehirn des Versuchstieres, das virtuelle Objekt als Rekonstruktion des therapeutischen Objektes.

Zum Zweiten den „Navigationsapparat“, welcher bei Horsley und Clark aus einem Metallgestell, das am Kopf befestigt wurde bestand und damit zum Dritten ein fixes dreidimensionales Koordinatensystem für die Instrumente definierte [24].

Dazu teilten sie das Gehirn der Tiere, vornehmlich Rhesusaffen zunächst in je drei Regionen rechts und links auf und definierten dann ein dreidimensionales Koordinatensystem über jedem Gebiet. Dann wurden 1mm dicke Scheiben in horizontaler und vertikaler Richtung herausgeschnitten und verglichen. So entstand eine „3D-Landkarte“ des Gehirns. Danach wurde auf die Köpfe der Tiere das Metallgestell gespannt, mit dessen Hilfe sie Nadeln exakt in x-, y- und z-Achse definiert, einbringen konnten ohne einen direkten Zugang zu dem Zielgebiet zu haben. Erst durch die Entwicklung bildgebender Verfahren wie Röntgen, besonders aber von CT und MRT, mit deren Daten eine exakte 3D-Rekonstruktion möglich geworden ist, wurde diese Idee für die Humanmedizin nutzbar [7, 18, 25, 26, 27].

Die Computer assistierte Chirurgie wurde in den späten 80-er Jahren entwickelt und erstmals von dem Neurochirurgen E. Watanabe in einer Operation benutzt [28]. Anfänglich wurde diese neue Technologie hauptsächlich in der Neurochirurgie verwendet. Das lag in erster Linie daran, dass es in der Neurochirurgie eines besonders kleinen Eintritts und eines äußerst exakten Zugangs erfordert, um ohne unnötige Verletzungen das Zielgebiet zu erreichen. Auch technische Gründe spielen eine wichtige Rolle. Neurochirurgen planen ihre Operationen anhand eines CT- oder MRT-Datensatzes mit der Folge, dass es sich bei der 3D-Rekonstruktion lediglich um eine Weiterentwicklung zur besseren Darstellbarkeit der Strukturen handelt [29].

Ursprünglich war der Kopf des Patienten während einer Operation durch eine Mayfield-Klemme fixiert, sie gewährleistete eine absolute Ruhigstellung des Patientenkopfes während der OP [30]. Erst durch die Entwicklung der so genannten „Frameless technique“ kann das Prinzip auch in anderen medizinischen Fachbereichen eingesetzt werden, da hier die Bewegungen des Patienten durch Markierungen vom System festgehalten, erkannt, und vom Computer verrechnet werden [31, 32, 33].

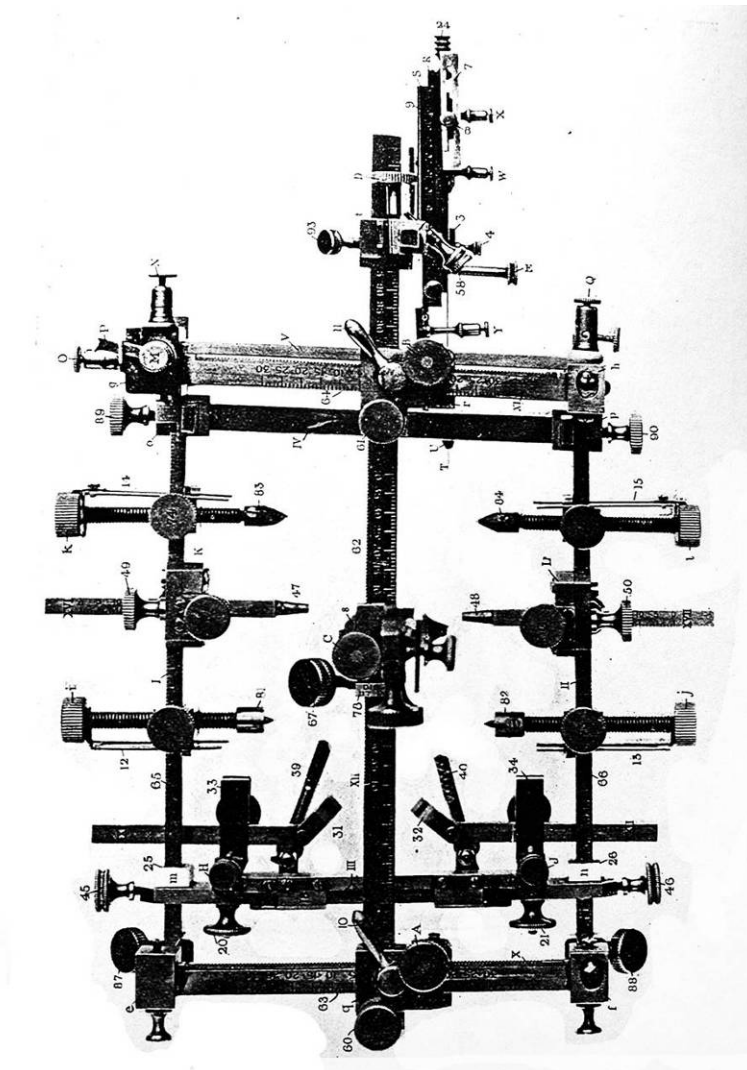


Abbildung 1: Stereotactic Apparatus von Sir V. Horsley und R.H. Clark aus dem Jahr 1906

1.1.2. Aktive Computernavigation

In die Gruppe der aktiven Navigationssysteme fallen alle medizinischen Roboter. Diese sind in der Lage eine präoperative Planung ohne Präzisionsverlust abzuarbeiten [34, 35, 36, 37, 38]. Der bekannteste Vertreter in der Chirurgie ist das System der Firma ISS (Abb.2), der Robodoc [17, 39]. Der Vorteil der Roboter liegt in der hohen Genauigkeit, was sich z.B. bei den Hüftoperationen mit einer Erhöhung der Kontaktfläche sowie dem Erhalt von Spongiosastrukturen zeigt [40, 41].

Weiter werden Roboter in der Herzchirurgie, der Neurochirurgie, bei Kniegelenksersatz, bei urologischen Eingriffen wie z.B. Prostatektomie und auf dem Gebiet der HNO eingesetzt. Der große Nachteil der Roboter liegt jedoch generell in dem hohen Anschaffungspreis sowie dem Platzbedarf im OP-Saal [16, 19, 42].



Abbildung 2: Robodoc © der Firma ISS (Integrated Surgical System, Sacramento, CA, USA)

Da aktive Systeme autonom arbeiten, kann kaum in den Vorgang eingegriffen werden, d.h. der Operateur überwacht lediglich den Vorgang. Zusätzlich muss eine Bewegung des Patienten ausgeschlossen werden, da das System eine Lageveränderung nicht registriert. Durch vermehrte Berichte über Komplikationen, die durch den Einsatz des Roboters bedingt sind, wie z.B. Muskel- und Nervenschäden, ist die Nutzung der OP-Roboter in den letzten Jahren deutlich zurückgegangen.

1.1.3. Semiaktive Computernavigation

In die Gruppe der semiaktiven Computernavigation fallen computerisierte Schablonen und passive Roboter, die den Bewegungsfreiraum des Chirurgen begrenzen. Diese Systeme bieten so eine höhere Sicherheit und Präzision als die konventionelle chirurgische Tätigkeit. Die Systeme befinden sich allerdings überwiegend noch im Entwicklungsstadium [43, 44].



Abbildung 3: Darstellung eines semiaktiven System; Das Da Vinci™ surgical systems von institutive surgical®

1.1.4. Passive Computernavigation

1.1.4.1. Allgemein

Allen passiven Computersystemen gemein ist, dass sie den Operateur in seinem Bewegungsablauf nicht einschränken. Sie dienen lediglich der Visualisierung des chirurgisch-therapeutischen Objektes, dem Patienten, in Form eines virtuellen Objekt in einer 2D- oder 3D Darstellung und der Instrumente. Die Verbindung zwischen beiden erfolgt durch das chirurgische Navigationssystem [16, 24, 45].

Das virtuelle Objekt ist eine Computerrekonstruktion, am häufigsten basierend auf CT-Daten. Dem Operateur wird die Lage seiner Instrumente im Raum an einem Monitor mit Hilfe von optoelektronischen Markern an Patient und Instrumenten dargestellt. Somit stellen passive Computernavigationssysteme nur eine zusätzliche Informationsquelle für den Chirurgen dar.

1.1.4.2. Systeme

Bei den passiven Navigationssystemen werden derzeit überwiegend optische Systeme verwendet. Mit Hilfe passiver und aktiver optischer Marker lassen sich Lage und Orientierung gut bestimmen.

Als passive Marker werden Bauteile bezeichnet, die das Licht von einer Lichtquelle reflektieren (Abb.4). Der Vorteil liegt darin, dass sie nicht mit einer eigenen Stromquelle ausgestattet bzw. verbunden sein müssen und somit ohne Kabel vollkommen frei bewegt werden können. Ihr Nachteil liegt darin, dass die Instrumente vom System zum Teil nicht immer exakt differenziert werden können, vor allem wenn diese kurzzeitig aus dem Sichtbereich der Kamera gehalten wurden, oder sich gegenseitig verdecken [24].



Abbildung 4: Akkubohrmaschine Colibri® der Firma Synthes, versehen mit einem Schild mit vier passiven optoelektronischen Markern

Bei der Mehrzahl der Systeme mit aktiven Markern sind diese an eine Stromquelle angeschlossen und erzeugen ein Lichtsignal über LED's (Light Emitting Diodes) (Abb.5). Dabei wird gezielt ein Instrument vom Computer angesteuert und von der Kamera erfasst. Eine Verwechslung der Instrumente ist damit ausgeschlossen. Zur Identifikation der Lage und Orientierung benötigt der Computer immer die Information von mindestens drei LED's pro Instrument [16, 19, 42].



Abbildung 5: Luftdruckbohrmaschine Airdrive II ® der Firma Synthes, versehen mit einem Schild mit vier aktiven optoelektronischen Markern und einem Bohrer

Eingesetzt werden noch akustische Systeme, bei denen mit Ultraschall-Sendern und Empfängern gearbeitet wird. Ein Computer berechnet die Lage der Instrumente auf Grund der Laufzeit der Schallwellen [16, 46]. Geräte, die die Lageberechnung mit Hilfe eines Magnetfeldes berechnen, finden besonders in der HNO ihr Einsatzgebiet [22, 47].

1.1.4.3. Anwendungsbereiche

Weit verbreitet ist die Computernavigation in der Neurochirurgie. Dort wird sie auf dem Gebiet der Resektion im Bereich von Schädelbasis [48], Kleinhirnbrückenwinkel, Hirnmetastasen, der Implantation von Elektroden [49] oder der Brachytherapie eingesetzt [16, 50, 51]. Wong et al. [52] konnte in einer Studie zeigen, dass sich die Verweildauer in der Klinik bei vergleichbaren Patientengruppen um 3 bis 6 Tage verkürzt.

Auch im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, sowie in der HNO wird der Einsatz von Navigationssystemen beschrieben [53, 54, 55, 56, 57]. Der Einsatz der Computernavigation erlaubt hier eine Rekonstruktion der komplexen Strukturen [47] z.B. bei der Planung von Eingriffen an der Laterobasis am Felsenbein, oder nach Traumata. Ebenfalls wird in der HNO der Einsatz eines Navigationssystems bei der Endoskopie im Bereich der Sinus verwendet [58, 59, 60, 61].

Gerade für diagnostische und therapeutische Verfahren in der Radiologie eignet sich die Computernavigation als Zielsystem von Punktions- und Biopsienadeln [62]. Eine mögliche Indikation stellt die Punktion von Abszessen oder Zysten, sowie Biopsien bei onkologischen

Fragestellungen dar [57, 62]. Eine Anwendung in der Strahlentherapie besteht in der Planung und Positionierung der Bestrahlungsnadel (interstitielle Brachytherapie) [63, 64].

In der Orthopädie bzw. Unfallchirurgie wurde die Computernavigation zunächst zur Insertion von Pedikelschrauben im unteren thorakalen und lumbosakralen Bereich verwendet [45]. Die Anwendung der Navigationssysteme führte zu einer signifikanten Verminderung der Fehlplatzierungsrate. So konnte durch den Einsatz der Computernavigation die Fehlplatzierungsrate von bis zu 40% [5, 6, 24] auf unter 9% [13, 14] gesenkt werden. Mittlerweile wird das Computer unterstützte Operieren auch auf den Gebieten der Hüft- [40, 41, 65, 66] und Kniegelenksendoprothetik, bei Osteotomien, bei Arthroskopien [67], der Rekonstruktion [68] des vorderen und hinteren Kreuzbandes [67, 69, 70] und im Bereich der Frakturbehandlung [42], sowie der Tumorchirurgie eingesetzt [71].

1.2. Die Wirbelsäule (*Columna vertebralis*)

1.2.1. Anatomie

1.2.1.1. Allgemein

Die Funktionen der Wirbelsäule sind vielfältig. Sie bildet das Achsenskelett des menschlichen Körpers und muss zugleich die größtmögliche Stabilität und den größtmöglichen Bewegungsfreiraum gewährleisten. Sie ist hierbei einer enormen Belastung ausgesetzt und dient nicht zuletzt dem Schutz des Rückenmarkes [72].

Eine Voraussetzung für diese Funktionen ist an eine normale Physiologie, Anatomie und Biomechanik gekoppelt. Verletzungen können zu funktionellen Beeinträchtigungen führen. Eine genaue Kenntnis der Biomechanischen Grundlagen und der spinalen Topographie sowie die Analyse der Schädigungsart, weisen den Weg zur adäquaten Therapie [2].

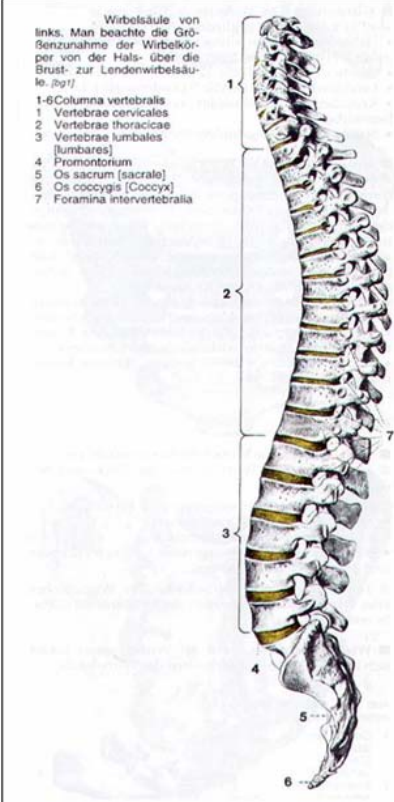
	der Halswirbelsäule (<u>HWS</u>), bestehend aus 7 Wirbelkörpern;
	der Brustwirbelsäule (BWS), bestehend aus 12 Wirbelkörpern;
	der Lendenwirbelsäule (<u>LWS</u>), bestehend aus 5 Wirbelkörpern;
	dem Kreuzbein (Os sacrum) [bei dem 5 Wirbelkörper miteinander verschmolzen sind; und dem Steißbein (Os coccygis)]

Abbildung 6: transversale Ansicht einer Wirbelsäule von HWK 1 bis Os sacrum mit Disci intervertebralia [73]

Die Wirbelsäule lässt sich in vier Abschnitte gliedern (Abb.6). Sie ist aus knöchernen und bindegewebigen Einzelementen, den Wirbelkörpern mit den zwischengeschalteten Bandscheiben und Bändern aufgebaut.

Die Wirbel der einzelnen Regionen der Wirbelsäule unterscheiden sich sowohl in ihrer Größe als auch ihrer Form [72, 73]. Nach kaudal hin fortschreitend haben die Wirbelkörper bei gleicher Festigkeit ihrer Spongiosa eine zunehmend größere Last zu tragen. Kompensiert wird dies durch eine Volumenzunahme des Wirbelkörpers [72].

Die nach Junghans als Bewegungssegmente bezeichnete funktionelle Einheit setzt sich aus mehreren anatomischen Komponenten zusammen; zwei benachbarten Wirbelkörpern, dem vorderen Längsband, der Bandscheibe, den Zwischenwirbelgelenken mit deren Kapselbandapparat und dorsal von den Ligg. flava und interspinalia [74].

Nach Luis besteht das biomechanische Konstruktionsprinzip aus drei segmental verbundenen Säulen, einer vorderen, und zwei hinteren Säulen. Die vordere Säule, zu der die Wirbelkörper und die Bandscheibe gehören ist vorwiegend einer Druckbelastung ausgesetzt, während die hinteren Säulen, bestehend aus dorsalen Bögen, Bändern und Zwischenwirbelgelenken, bevorzugt Zugbelastungen aufnehmen [75].

Je zwei weitere Gelenkfortsätze, die Processus articulares superiores et inferiores, ragen nach kranial und kaudal vom abgeplatteten Anteil des Wirbelbogens, der Lamina arcus vertebrae hervor. Damit steht jeder Wirbel mit je zwei Gelenken mit dem oberen und unteren Nachbarwirbel in Verbindung [72].

1.2.1.3. Lendenwirbelsäule

Der Grossteil der Körperlast wird von den Brust- und Lendenwirbelkörpern getragen. Jeder Wirbelkörper (Corpus vertebrae) besteht aus dichter Spongiosa mit vorzugsweise senkrecht parallel zur Endfläche ausgerichteten Bälkchen und ist in der Lendenregion queroval geformt. Seine Endflächen, die Facies intervertebrales, sind mit Ausnahme einer Randzone, der Randleiste, von einer hyalinen Knorpelplatte bedeckt und über diese fest mit den Zwischenwirbelscheiben verbunden. Bei den Lendenwirbeln L1 bis L4 sind die Endflächen nahezu parallel zueinander ausgerichtet. Dagegen ist der 5. Lendenwirbel, der an der Bildung des Lumbosakralwinkels (120° - 164°) mitbeteiligt ist, vorne wesentlich höher als hinten. Der Mantel des Wirbelkörpers wird von einer dünnen Kompaktalamelle gebildet, in die das vordere Längsband einstrahlt.

Die Lendenwirbelsäule besteht im Regelfall aus fünf Wirbeln. Dennoch können Variationen auf Grund von Segmentationsstörungen in den Übergangsregionen der Wirbelsäule vorkommen. So bezeichnet man die Einbeziehung des 5. Lendenwirbels in das Kreuzbein als Sakralisation sowie eine sechsgliedrige Lendenwirbelsäule als Lumbalisation [72].

1.2.2. Verletzungen

1.2.2.1. Allgemein

Die Wirbelsäule erfüllt wie bereits oben dargelegt (siehe [Kap.B:2.1.1](#)) zwei wichtige Funktionen, zum einen dient sie als mobile Stütze der Körperachse und zum andern übt sie eine Schutzfunktion für das Rückenmark aus. Die häufigsten Verletzungen der Wirbelsäule finden sich im Bereich des thorakolumbalen Überganges (BWK12/LWK1) und der unteren Halswirbelsäule (C5/C6) [1, 74, 75].

In Deutschland lassen sich ungefähr 50% der spinalen Verletzungen auf Unfälle im Straßenverkehr zurückführen, ca. 25% auf Sportverletzungen, zum Beispiel verursacht durch Paragliding, Reiten oder Skifahren. Jede 6. Verletzung wird durch einen Sturz aus großer Höhe,

oder einem Sprung ins seichte Wasser verursacht. Im Kindes- und Jugendalter sind Wirbelsäulenverletzungen selten, die Relation betroffener Männer zu Frauen liegt bei 2,5:1 [2].

1.2.2.2. Klassifikation

Das Drei-Säulen-Model nach Luis ist für die Rekonstruktion instabiler Verletzungen von großer Bedeutung. Nach Denis werden Wirbel und Bandapparat in ein vorderes, mittleres und hinteres Segment eingeteilt. Viele der heute gebräuchlichen Verletzungsklassifikationen beruhen auf der Analyse des Verletzungsausmaßes dieser drei osteoligamentären Wirbelsegmente [2, 75].

Die Einteilung der thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen nach Magerl, Harms, Gertzbein, Aebi und Nazarian wird der Komplexität der Verletzungsmuster in dieser Region am besten gerecht. Sie entspricht weitestgehend der AO-Klassifikation und unterscheidet drei Hauptgruppen (Abb.9):

Typ A: Kompressionsverletzung der vorderen Wirbelsäule. Sie entstehen durch axiale Gewalteinwirkung. Ihre Einteilung erfolgt in stabile Impaktionsfrakturen (A1), Spaltfrakturen (A2) und instabile Berstungsbrüche (A3).

Typ B: Zwei Säulenverletzung, vorderes und hinteres Säulensegment mit Verletzung entweder des hinteren oder des vorderen Ligamentes. Es werden ein intraligamentär (diskoligamentärer) Zerreißungstyp (B1), ein transossärer Flexions-distraktionstyp (B2, Chance-Fraktur) und ein Hyperextensionstyp (B3) unterschieden.

Typ C: Zwei Säulenverletzung mit Rotationsinstabilität in der horizontalen Ebene durch die Kombination einer Kompressions- oder Distraktionsverletzung. Durch die Wirbelgelenksbrüche begünstigte translatorische Verschiebungen der Hauptfragmente führen zu einer hohen Inzidenz von neurologischen Begleitverletzungen. Es werden Rotationskompressionsverletzungen (C1), Rotationsverletzungen mit Flexionsdistraktion oder Extension (C2) und Rotationsscherbrüche (C3) unterschieden. [2, 76]

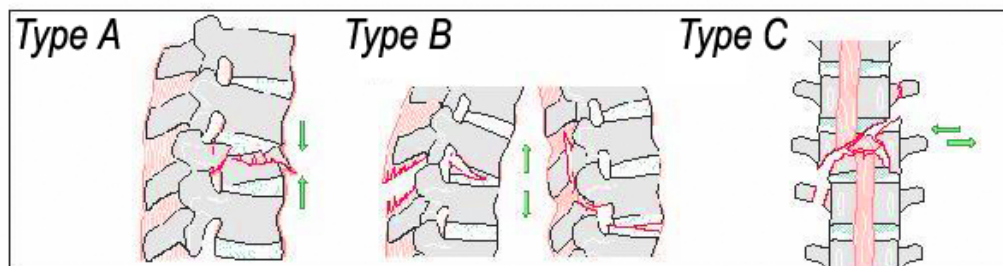


Abbildung 9: schematische Darstellung der Wirbelsäulenverletzungen, eingeteilt nach AO-Klassifikation [76, 77]

1.2.3. Pathologische Veränderungen

1.2.3.1. Degenerative Veränderungen

Wesentliche Ursache degenerativer Veränderungen ist, neben anlagebedingten Faktoren, die frühzeitige Alterung des bradytrophen Gewebes, begünstigt durch statisch-mechanische Einflüsse (Krämer). Jenseits des 30. Lebensjahres gibt es beim Menschen fast keine Wirbelsäule ohne degenerative Veränderung [74, 75].

Bei den degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule sind immer die funktionelle Einheit eines oder mehrerer Bewegungssegmente betroffen. So geht z.B. im Zuge des Alterungsprozesses der Bandscheibe wegen ihres Elastizitätsverlustes ihre Pufferwirkung verloren. Folgeveränderungen im Bereich der angrenzenden Wirbelkörper, genauer an Grund- und Deckplatten sind Sklerosierung und teilweise Platteneinbrüche. Gleichzeitig treten auf Grund chronischer Fehl- und Überbelastungen Veränderungen im Bereich der artikulierenden Flächen der Intervertebralgelenke auf, die zu einer Spondylarthrose mit Spinalkanalstenose führen kann [74].



Abbildung 10: seitliches Röntgenbild eines Patienten mit Spondylarthrose

Stoffwechselerkrankungen, wie beim Morbus Cushing, degenerative Erkrankungen wie Osteoporose (Abb.11) oder Morbus Bechterew verursachen ebenfalls Veränderungen der Wirbelkörper bzw. der Wirbelsäule.

Die Ankylosierung der funktionellen Einheiten durch ligamentäre Ossifikation ist das Zeichen des Morbus Bechterew. Durch die damit verbundene strukturelle Schwächung der Ligamente und die große Hebelwirkung als Folge der aufgehobenen Beweglichkeit ist die

„Bambusstabwirbelsäule“ besonders in den thorakolumbalen und zervikothorakalen Übergangsregionen durch Verletzung stark gefährdet. Im Falle einer abgelaufenen segmentalen Läsion besteht hochgradige Instabilität und erfordert daher eine operative Stabilisierung [2, 74].

1.2.3.2. Osteoporose

Die Osteoporose gehört laut World Health Organisation (WHO) zu den wichtigsten chronischen Erkrankungen. Nach Angaben der WHO erleiden 40% der Frauen und 13% der Männer über 50 eine osteoporosebedingte Fraktur [78, 79].

Besonders durch osteoporotische Veränderungen gefährdet ist die vordere Säule. Durch die kontinuierliche Entflechtung der Spongiosastruktur des Wirbelkörpers wird dieser mechanisch geschwächt.

Die Gefahr einer Wirbelkörperfraktur steigt mit zunehmender Osteoporose. Bereits bei geringer Krafteinwirkung kann es so zu Fragilitätsfrakturen kommen. Überwiegend gefährdet sind Hüfte, distaler Radius und die Wirbelsäule [80].



Abbildung 11: seitliche Röntgenaufnahme einer Impressionsfraktur bei Osteoporose

1.2.3.3. Entzündliche Veränderungen

Entzündliche Erkrankungen können auch zu Deformitäten der Wirbelsäule führen. Entzündungen werden vorwiegend durch Streptokokken und Staphylokokken verursacht.

Bei der Spondylodiszitis (Abb.12) im fortgeschritten Stadium sieht man Osteolyseherde am Wirbelkörper mit Destruktion des Bandscheibenraumes [74]. Diese Veränderungen können ihre Ursache auch in der hämatogene Aussaat der Organtuberkulose haben. Während bis in die Nachkriegszeit eher jüngere Menschen hiervon betroffen waren, liegt der Altersgipfel jetzt jenseits des 60. Lebensjahres. Der Hauptlokalisationsort befindet sich in der unteren BWS und der LWS [74].

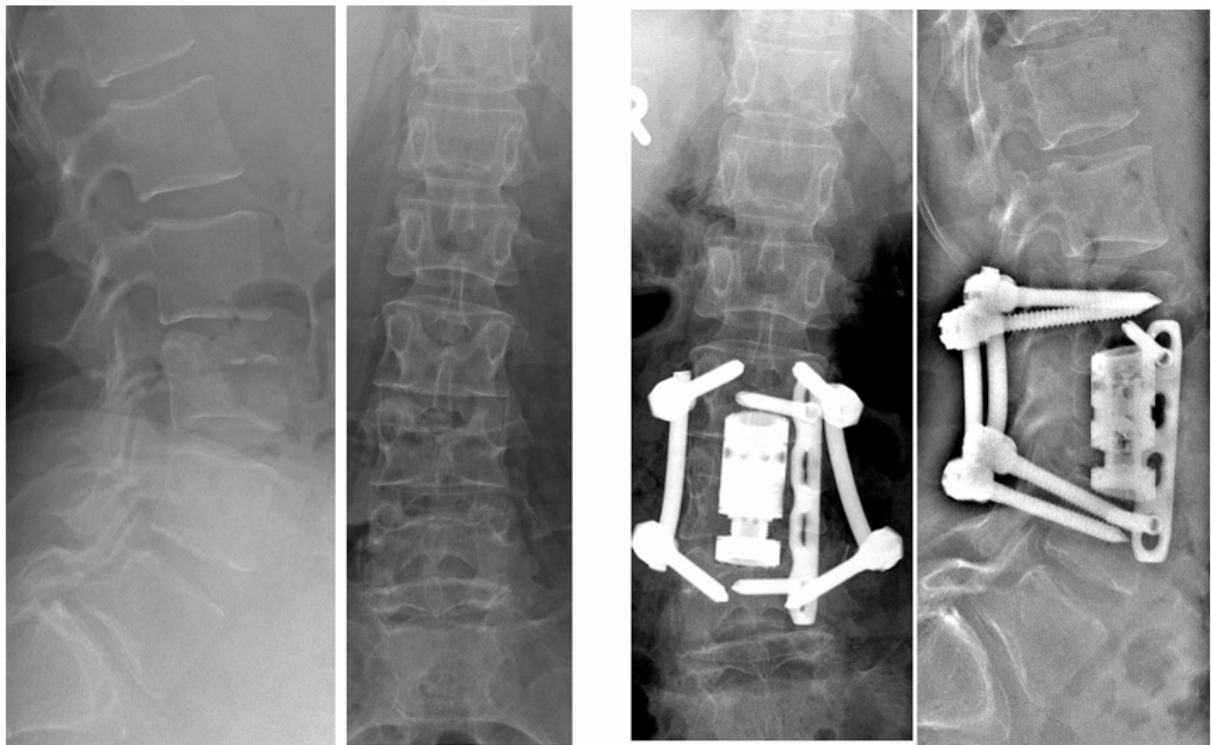


Abbildung 12: Die linken beiden Röntgenaufnahmen zeigen das Bild einer Spondylodiszitis mit Spondylitis von LWK 3, die rechten beiden Röntgenaufnahmen zeigen das postoperative Ergebnis nach dorso-ventraler Stabilisierung mit USS, expandierbaren Cage und Schrauben- und Plattenosteosynthese

1.2.3.4. Tumore

Primäre Tumore sind an der Wirbelsäule selten, meist handelt es sich um Metastasen. Wenn aber, dann sind primäre Tumore an der Wirbelsäule am häufigsten im 2. Lebensjahrzehnt. Der häufigste gutartige Tumor ist das Wirbelhämangiom. Weitere, wenn auch seltene gutartige Tumore der Wirbelsäule sind das Osteoidosteom, Osteoblastom, Osteochondrom, Osteom und Riesenzelltumore sowie tumorähnliche Läsionen, wie z.B. die aneurysmatische Knochenzysten. Bei allen gutartigen Tumoren ist eine operative Ausräumung nur bei neurologischen Auffälligkeiten wie Wurzelreizung oder Rückenmarkskompressionssyndromen indiziert.

Maligne Tumore sind z.B. Chondrome, Plasmozytome und der Morbus Hodgkin. Ihre Therapie besteht in einer Röntgenbestrahlung und der Gabe von Zytostatika. Ein Befall der Wirbelsäule durch ein Ewing-Sarkom oder Retinakulosarkom wird selten beobachtet.

In der Mehrzahl der Wirbelsäulengeschwülste handelt es sich um Metastasen (Abb.13). Häufig sitzt der Primärtumor in Prostata, Mamma, Niere, Bronchien oder Schilddrüse. Im Gegensatz zu den entzündlichen Erkrankungen befinden sich die Metastasen meist innerhalb der Wirbelkörpern und die Bandscheiben bleiben oft sehr lange erhalten [1, 74].

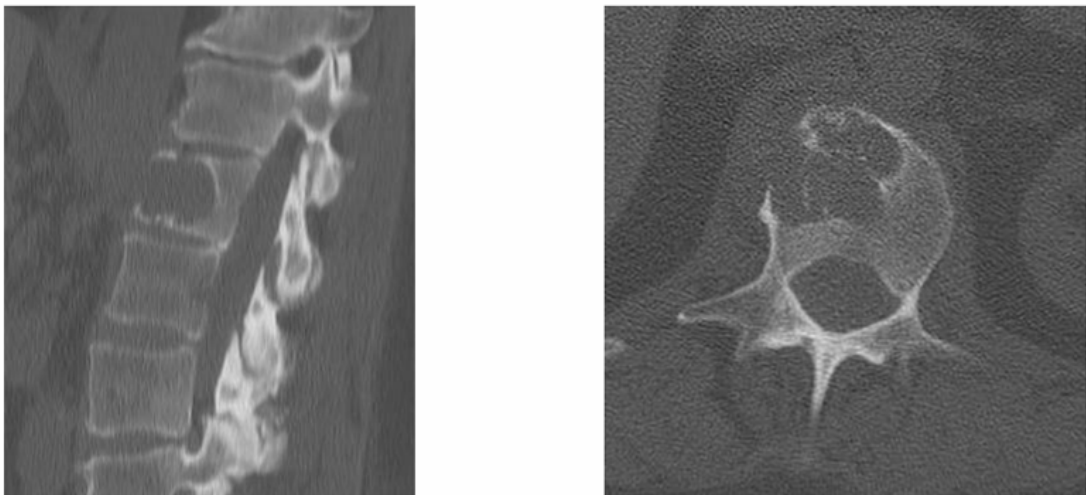


Abbildung 13: CT-Schichten eines LWK 1-Metastase einer peripheren Neuralscheidentumors

1.2.4. Therapie

1.2.4.1. Allgemein

Für die Therapie ist die Beurteilung der Instabilität der Wirbelsäulenverletzung von entscheidender Bedeutung. Unter Instabilität versteht man den „Verlust, den normalen Bewegungsspielraum der Wirbelsäule unter physiologischen Belastungen so beizubehalten, dass kein neues oder zusätzliches neurologisches Defizit, Deformitäten oder Schmerzen auftreten“ (White und Panjabi) [2, 73, 74, 75].

Die Indikation für eine operative Therapie stellt sich bei instabilen Verletzungen, bei erheblicher Fehlstellung sowie bei einer spinalen oder radikulären Kompression. Auch bei kompletter irreversibler Querschnittsläsion sollte eine Stabilisierung der Wirbelsäule erfolgen, um eine bessere Pflege und raschere Rehabilitation des Patienten zu ermöglichen.

Ziel der operativen Therapie ist die Reposition dislozierter und deformierter Wirbelsäulenabschnitte, die Dekompression des Rückenmarks und der Nervenwurzeln sowie die Stabilisierung der Wirbelsäule [2, 75].

Bei allen offenen Wirbelsäulenverletzungen, bei neurologischem Defizit, Deformität und/oder Instabilität ist die Indikation zu einer operativen Therapie zu stellen. Der Operationszeitpunkt wird unter Berücksichtigung der neurologischen Symptomatik und der Begleitverletzungen bestimmt.

Eine sofortige OP-Indikation ergibt sich aus einer Kombination der frischen spinalen Schädigung mit zunehmenden inkompletten neurologischen Defiziten (Frankel C), einer Lähmung nach freiem Intervall (Frankel B) oder einer offenen Rückenmarksverletzung.

Bei Verletzungen mit einer radikulären Neurologie, einer Cauda-equina-Symptomatik und/oder einer hochgradigen Instabilität von Typ B oder C (siehe [Kap.B:2.2.2](#), Abb.9) ist eine dringliche Indikation zur Operation gegeben (d.h. Operation innerhalb 24h.).

Eine elektive Indikation zur operativen Therapie liegt bei geschlossenen irreponiblen Verletzungen, posttraumatischen Wirbeldeformitäten oder traumatischen Diskusschädigungen vor [2, 75]. Einer der häufigsten Lokalisationsorte für Wirbelsäulenverletzungen befindet sich im Bereich des 12. Brustwirbelkörpers und des 1. Lendenwirbelkörpers, am sog. thorakolumbalen Übergang. Bei Frakturen des unteren Abschnitts der Lendenwirbelsäule werden ausgedehnte Fragmentdislokationen in den Spinalkanal oft ohne neurologischer Symptomatik toleriert.

1.2.4.2. Konservative Therapie

Stabile Frakturen werden nach Ausschluss der oben dargestellten OP-Indikationen, unter Analgesie funktionell behandelt.

Nach Böhler können auch instabile Frakturen teilweise in Narkose im dorsalen Durchhang reponiert werden und durch ein „Gipsmieder, nach dem Prinzip der Dreipunktabstützung oder einem Korsett (Abb.14) über einen Zeitraum von vier Monaten ausbehandelt werden. Auf Grund des regelmäßigen Wechsels dieses Mieders im dorsalen Durchhang ist diese konservative Behandlung sehr aufwendig [1, 75].



Abbildung 14: Dreipunktkorsett bei stabilen WS-Frakturen

1.2.4.3. Chirurgische Therapie

Eine operative Therapie bei einer frischen Wirbelsäulenverletzung soll eine frühfunktionelle Behandlung erlauben und zu einer Reduktion der allgemeinen Komplikationsraten der konservativen Therapieformen führen. Sie umfasst Reposition, Dekompression und Stabilisation. Sie gewährleistet so eine effiziente Dekompression neurologischer Strukturen und vermag posttraumatische Instabilitäten und fortschreitende Fehlstellungen zu verhindern [2].

Die am häufigsten verwendete Technik stellt die dorsale Spondylodese des benachbarten Wirbelsegmentes mittels Fixateur interne dar (Abb.15).

Hochgradig instabile Frakturen werden zusätzlich mit einer stabilen Rekonstruktion der ventralen Säule, mittels eines autologen Knochenspans oder eines Titankorbes (Cage) versehen (Abb.17) [2, 74].

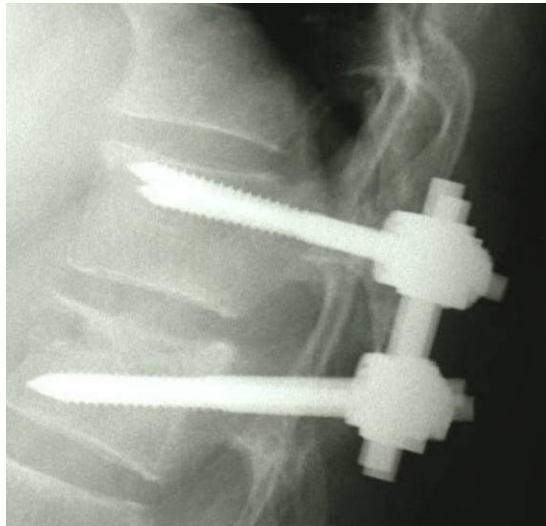


Abbildung 15: monosegmentale dorsale Stabilisierung mittels USS

Operationen an der Lendenwirbelsäule

Die transpedikuläre Verankerung von Implantaten ist bei der chirurgischen Behandlung degenerativer Veränderungen wie auch in der Traumatologie eine weit verbreitete Methode zur Stabilisierung von Wirbelsäulensegmenten [5]. Die Fixierung instabiler Wirbelkörper mit transpedikulären Schrauben hat in den vergangenen Jahren in der Wirbelsäulenchirurgie zunehmend an Bedeutung gewonnen. Dies begründet sich u.a. aus den zahlreichen Indikationen, die sowohl im Bereich der Traumatologie als auch in den degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen liegen. Weitere Indikationen sind Tumore und entzündliche Erkrankungen.

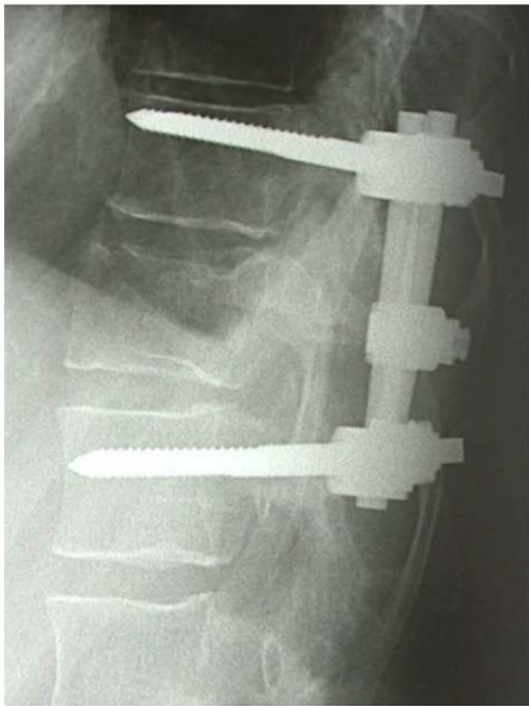


Abbildung 16: seitliche (li) und AP (re) Röntgenaufnahme einer bisegmentalen transpedikulären Stabilisierung mit USS bei einer BKW 11-Fraktur

Gerade in Europa sind die degenerativen lumbalen Segmenterkrankungen in besonders hoher Anzahl vertreten [4]. Im Übrigen hat das Verfahren der transpedikulären Verankerung auch gezeigt, dass es den anderen posterioren Fixationsmethoden überlegen ist [25, 81, 82].

Die Pedikelpräparation und das Einbringen von Pedikelschrauben ist ein anspruchvolles und aufwendiges Verfahren, das ein äußerst präzises Arbeiten auf Grund der anatomischen Gegebenheiten voraussetzt [71]. Die Gefahr einer intraoperativen Schraubenfehlplatzierung mit Pedikelkortexp perforationen bzw. Verletzungen des anterioren Kortex des Wirbelkörpers ist, auch bei hoher operativer Erfahrung immer gegeben [5, 6, 8, 24, 28, 81, 83, 84]. In der Literatur schwanken die Angaben über die Rate der Fehlpplatzierungen von 13,4% bis zu 40% [5, 6, 24].

Ursache ist die hohe Variabilität der Pedikelanatomie hinsichtlich Durchmesser und Neigung der Achsen [72]. Derartige Verletzungen können zu Nervenwurzel- und Nervenmarksschäden mit Irritationen bis hin zu persistierenden Ausfällen, aber auch vaskulären Schäden führen. In biomechanischen Studien konnte gezeigt werden, dass Kortexp perforationen im Bereich des Pedikels durch Implantate zu einer signifikanten Abnahme der Fixationsstabilität führen [85]. Somit ist größte Aufmerksamkeit der korrekten und sicheren Platzierung der Pedikelschrauben entgegenzubringen.

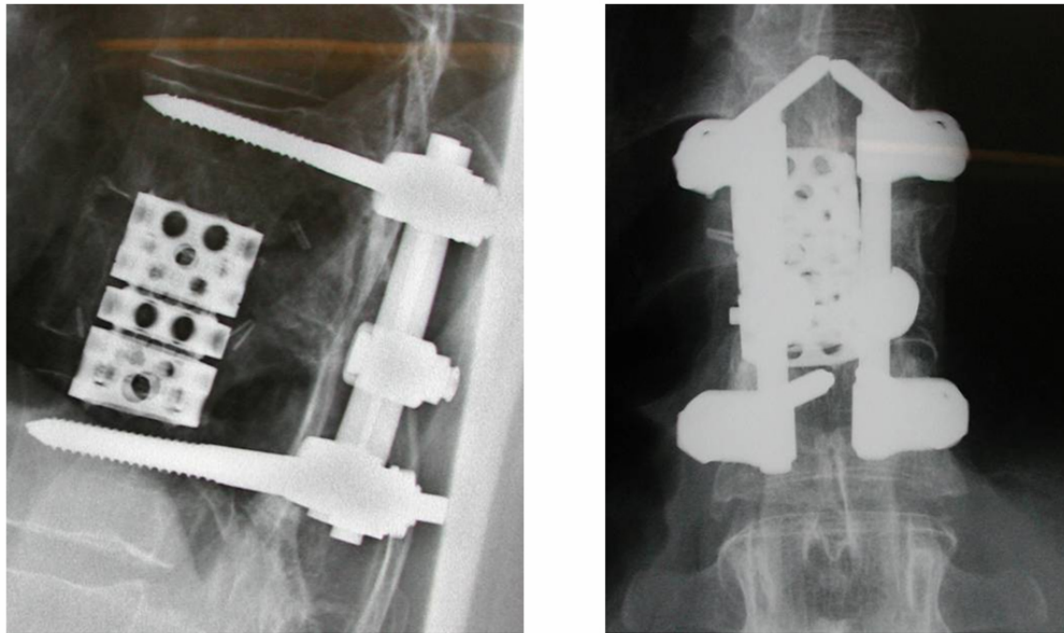


Abbildung 17: seitliche (li) und AP (re) Röntgenaufnahme einer bisegmentalen transpedikulären Stabilisierung mit USS bei einer BKW 11-Fraktur und einer ventralen Stabilisierung mit einem expandierbarem Cage

Voraussetzungen hierfür sind die präzise Identifikation der Eintrittspunkte und die richtige Neigung im Pedikelkanal, sowohl in horizontaler als auch in transversaler Richtung und die adäquate Tiefe der Schraubeninsertion (Abb.16).

Um die Sicherheit und Effizienz der Pedikelpreparation zu verbessern, wurden verschiedene Techniken und Insertionshilfen beschrieben. Eine intraoperative Visualisierung der Schraubenposition erfolgt in der Regel durch die Nutzung eines Bildwandlers.

Vorgehen bei der Pedikelschraubeninsertion

Nachdem die Gelenkmasse von dorsal dargestellt sind, ist die Eintrittsebene der Pedikelschrauben unter dem Bildwandler festzulegen. Der Strahlenverlauf ist hierbei in lateraler Richtung (Abb.18). Die Insertionsstelle liegt im Schnittpunkt der Horizontallinie des Querfortsatzes und der Vertikallinie, die lateral dem oberen äußeren Gelenkfortsatz anliegt. Eine korrekte Schraubenplatzierung kann erleichtert werden, wenn zunächst ein 1.8mm dicker Kirschner-Draht die Eintrittspforte im Pedikel markiert. Nachfolgend wird in dieser Achse gebohrt.

Alternativ kann der Pedikel mit Aalen ansteigender Größe aufgerieben oder mit einem Bohrer oszillierend aufgebohrt werden. Um eine Pedikelperforation auszuschließen wird der Bohrkanal dann mit einem Längenmessinstrument sondiert. Ohne weiteres Aufbohren oder Gewindeschneiden sind die selbstschneidenden Schrauben unterschiedlicher Systeme

einzubringen. Die Lagekontrolle der Schrauben erfolgt mit Hilfe des Bildwandlers mittels Durchleuchtung in zwei Ebenen (Abb.16). Die Perforation des Wirbelkörpers nach ventral ist durch Begrenzung der Implantatlänge zu vermeiden [2].



Abbildung 18: seitliche Röntgenaufnahme einer mehrsegmentalen Stabilisierung mit USS

C) Problem und Ziel

1.1. Problemstellung

Aufgrund des hohen technischen Anspruchs bei der chirurgischen Therapie von Wirbelsäulenverletzungen an den Operateur und seiner wachsenden Bedeutung in der Zukunft, ist die Verbesserung der Präzision und somit die Reduktion der Folgeschäden eine der vordringlichsten Aufgabe auf diesem Gebiet der Chirurgie [16, 17, 18, 45].

Um die Sicherheit und Effizienz der Pedikelpräparation zu verbessern, wurden verschiedene Techniken und Insertionshilfen beschrieben. Ein intraoperatives Visualisieren der Schraubenposition erfolgt in der Regel durch die intraoperative Nutzung eines Bildwandlers, was jedoch mit Nachteilen verbunden ist:

1. Röntgen führt zu einer erhöhten Strahlenbelastung sowohl für den Patienten als auch für das medizinische Personal.
2. Aufgrund des Platzbedarfs von C-Arm, Chirurg und chirurgischen Instrumenten kann das Gerät nicht während der gesamten Schraubeninsertion angewendet werden.
3. Mit dem Bildwandler kann gleichzeitig nur eine Projektion kontrolliert werden.

In den letzten Jahren wurden zunehmend computerassistierte Navigationsverfahren eingeführt [86], die sowohl eine präoperative Planung als auch eine intraoperative Visualisierung des Präparationsvorganges erlauben. Durch die Einführung der Computernavigation, konnte bereits eine Abnahme der Fehlplatzierungsrate von Pedikelschrauben auf unter 9% erreicht werden [13, 14]. Diese Computernavigation basierten zumeist auf einem CT-Datensatz, was einen erhöhten präoperativen Zeitaufwand zur Folge hatte. Hinzu kommt noch das aufwendige und komplizierte intraoperative „Matching“, also der Abgleich der Koordinaten des zuvor erstellten Datensatzes mit den Raumkoordinaten des Patienten [24, 71, 87, 88]. Es bedarf daher neuer Navigationsverfahren, die schnell und mit geringem Aufwand eingesetzt werden können, um unter anderem auch für Notfallsituationen geeignet zu sein.

Mit Hilfe der bildwandlergestützten Computernavigation soll das Verfahren vereinfacht werden. Der Vorteil der bildwandlergestützten Computernavigation liegt in der universellen Verfügbarkeit eines Bildwandlers, da dieser zur intraoperativen Kontrolle vieler operativer Eingriffe zur Verfügung steht. Der Zeitaufwand für die Durchführung des Röntgenprozesses ist gering und in der Regel unkompliziert. Bei der Bildwandlergestützten Computernavigation kann so während einer Operation schnell auf Veränderungen am Objekt reagiert werden [5, 24, 32, 33, 87, 89]. Bei der CT-gestützten Computernavigation muss in einem solchen Fall ein neuer

Datensatz angefertigt werden, d.h. es muss ein neuer CT-Scan gefahren werden. Da die wenigsten OP-Säle über ein CT verfügen, ist dieser Fall sehr kompliziert und zeitaufwendig.

Die Navigation an der Wirbelsäule, sowohl mit Hilfe der CT-gestützten Computernavigation, als auch der 2D bildwandlergestützten Computernavigation sind mittlerweile an Klinikzentren etablierte Verfahren. Beide Systeme können im klinischen Alltag eingesetzt werden und zu einer Verbesserung der Präzision beitragen [88, 90, 91].

Ein Problem der 2D bildwandlergestützten Computernavigation liegt in der Limitierung der Bildinformation auf die 2D-Darstellung, sowie dem Fehler der von der CT-gestützten Computernavigation bekannten Darstellung von Schnittebenen und der, besonders im Bereich der BWS eingeschränkten Bildqualität [71, 87, 88, 92].

Die Kombination der Vorteile aus der 3D-Visualisierung wie bei einem CT-Datensatz mit der Flexibilität der intraoperativen Datenerfassung des Bildwandlers soll der Iso-C 3D -Bildwandler aus der Siremobil[®]-Reihe von Siemens ermöglichen.

1.2. Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit ist es, zwei Navigationsverfahren zu testen und miteinander zu vergleichen. An erster Stelle stand hierbei die Nutzung intraoperativer Bildgebung zur bildwandlergestützten Computernavigation an der Wirbelsäule zur Pedikelschraubeninsertion.

Im Bereich der oberen BWS, oder bei adipösen Patienten ist die Bildqualität oft eingeschränkt, sodass eine sichere 2D-bildwandlergestützte Computernavigation nicht immer gewährleistet ist [87]. Die 3D-bildwandlergestützte Computernavigation soll die Vorteile aus der 3D-Visualisierung mit der Flexibilität der intraoperativen Datenerfassung des Bildwandlers kombinieren. Wir versprechen uns eine Verbesserung der Bildqualität und eine weitere Reduktion der Fehlerquote.

In dieser Arbeit sollten beide verglichen und die Grenzen beider Systeme erarbeitet werden, um so mögliche Fehler und Probleme frühzeitig erkennen zu können.

Um das zu erreichen wurden die Verfahren am Beispiel der Pedikelschraubeninsertion an der LWS verglichen, da es sich hier um ein etabliertes Anwendungsgebiet der Computernavigation handelt und so Vergleichsmöglichkeiten zu anderen Publikationen vorliegen.

Das Ziel dieser Arbeit ist es zu überprüfen, ob die 3D-Navigation zu einer weiteren Reduktion der Fehlerquote sowie mit einer Verbesserung der Präzision im Vergleich zur 2D-bildwandlergestützten Computernavigation einhergeht.

D) Material und Methode

1.1. Überblick

Die Studie dient dem Vergleich zweier Bildwandlergestützter Navigationssysteme, einmal basierend auf 2D- und einmal auf 3D- Daten. Im Rahmen diese Studie wurden 80 Bohrungen zur Insertion von Pedikelschrauben in Kunststoffmodelle der Lendenwirbelsäule gesetzt (Tab.1). Dabei wurden zur Bilddatenerfassung für die 1. Versuchsreihe (2D) ein herkömmlicher Bildwandler, Exposcop 8000[®] von Ziehm[®] und für die 2. Versuchsreihe (3D) der neue Bildwandler Siremobil[®] Iso-C 3D[®] der Firma Siemens[®] verwendet.

Tabelle 1: zeigt die Anzahl der Bohrungen in den einzelnen Wirbelkörpern, aufgetrennt nach der Versuchsreihe

Wirbelkörper	2D	3D
	Exposcop	Iso-C 3D
L1	6	8
L2	8	8
L3	9	8
L4	7	8
L5	10	8
Gesamt:	40	40

Beide Systeme waren in ein Navigationssystem der Firma Medivision[®] eingebunden. Als Software wurde bei der Studie mit dem Exposcop 8000[®] die Version SurgiGATE[®] 3.1 verwendet. Bei der Studie mit dem Iso-C 3D[®] wurde vom Maurice E. Müller-Institut in Bern die Version 3.0 mit einem speziellen Zusatzprogramm für diesen Bildwandler zur Verfügung gestellt. Das Zusatzprogramm ermöglicht den Transfer der Bilddaten des Iso-C 3D zur Navigationssoftware.

Für die Bohrung der Pedikelschrauben wurde in allen Fällen ein 4,5 mm dicker Bohrer benutzt. Zu Beginn der Versuchsreihe wurden die Bohrungen mit einem navigierten T-Handgriff eingebracht. Es handelt sich hier um einen Handbohrer der Firma Stratec Medical[®]. Basierend auf dem Standartmodell wurde speziell für die Computernavigation ein Schild mit LED's angebracht. Auf Grund der harten Materialeigenschaften wurde im Verlauf der Studie auf einen navigierten Luftdruckbohrer umgestellt (Abb.5).

Bei den Kunststoffmodellen wurden, um die materialbedingten Fehler so gering als möglich zu halten, Modelle der Lendenwirbelsäule der Firmen Synbone® und Sawbone® verwendet.

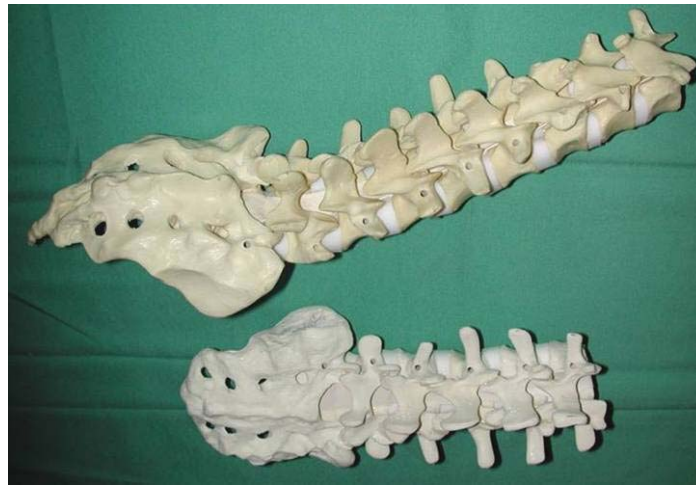


Abbildung 19: zwei der verwendeten Kunststoffmodelle nach Durchführung der Bohrungen

Beide Hersteller besitzen langjährige Erfahrung mit der Fertigung solcher Modelle. Die Modelle dieser Firmen wurden bereits für vorangegangene Studien, zum Beispiel der Beckennavigation verwendet. Die Modelle von Sawbone® bestehen aus den Wirbeln L1 bis L5 mit Os sacrum, die Modelle von Synbone® aus den Wirbeln Th10 bis L5 inklusive Os sacrum (Abb.19).

Anschließend wurden die Modelle mit Hilfe eines CT-Scans und einem speziellen Softwareprogramm (Osiris®) vermessen und die Ergebnisse mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS ausgewertet.

1.2. *Navigationssystem*

Das in dieser Studie verwendete Navigationssystem ist ein passives Navigationssystem der Firma Medivision® (Oberdorf, CH) in Verbindung mit einer Infrarotkamera (Optotrak®). An den Instrumenten, am Bildwandler und an der Reference-Base sind jeweils mindestens 4 LED's (Light Emitting Diodes) fixiert, anhand derer die Kamera die Position der Objekte im Raum erfassen kann. LED's senden ein Infrarotlicht aus, das von der Optotrak®-Kamera registriert wird. Diese meldet die Daten dann an die Workstation.

Der Computer berechnet dann die Lage der Instrumente im Raum und stellt diese Daten auf einem Monitor graphisch dar. Mit Hilfe dieser Anzeige kann der Chirurg in „Real time“ die Lage seiner Instrumente im Verhältnis zur Reference-Base und damit dem zu operierenden Objekt ablesen (Abb.20-29).

Als Kamera wurde eine Optotrak[®]-Kamera verwendet, eine Infrarotkamera der Firma Northern Digital Inc., (Waterloo, Ontario CAN) Typ: Optotrak[®] 3020, deren Genauigkeit vom Hersteller mit 0.1mm in der x- und y-Achse und 0.15mm in der z-Achse bei einer Entfernung von 2,5m angegeben wird.



Abbildung 20: Infrarotkamera Typ: Optotrak[®] 3020, der Firma Northern Digital Inc. (Waterloo, Ontario CAN)

Außerdem wurden noch verwendet:

- **DRB (Dynamik Reference-Base):**

Hierbei handelt es sich um eine Wirbelklemme, die an dem Proc. spinosus befestigt werden kann und mit einem mit LED's versehenem Schild ausgerüstet ist. Mit Hilfe der DRB wird die Markierung der Wirbelkörper erreicht



Abbildung 21: DRBs mit optoelektronischen Markern sowohl für die Wirbelsäulen- als auch die Beckenchirurgie (re)

Gravity:

Ein Lot welches ebenfalls zu Identifizierung mit einem Schild mit LED's versehen ist. Dies ist notwendig, da der Bildwandler in den verschiedenen Rotationseinstellungen eine ellipsoide Bewegung vollzieht und außerdem sich auf Grund der Schwerkraft der Rahmen des Bildwandler leicht verzerrt, was zu eine Verzerrung der Bilder führt. Diese wird vom System erkannt, berechnet und entzerrt, wobei der Winkel zum Lot unerlässlich ist [11].

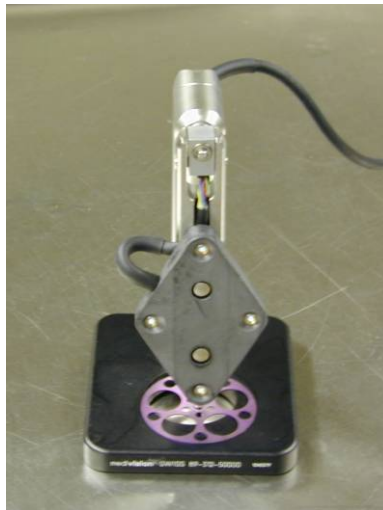


Abbildung 22: mit optoelektronischen Markern ausgestattete Gravity

- **Virtual Keyboard:**

Es ermöglicht dem Chirurgen die wichtigsten Befehle für die Bildeinstellung am Computer intraoperativ vorzunehmen, ohne den sterilen Bereich verlassen oder die Hilfe einer weiteren Person in Anspruch nehmen zu müssen. Weiter wird es zur Kalibrierung der Instrumente benötigt.



Abbildung 23: Virtual Keyboard mit den verschiedenen Menüfeldern für den Computer

- **Stroberbox:**

Ein Gerät welches zwischen Computer und Kamera geschaltet wird , definiert immer ein Instrument ansteuert und die LED's ein Signal aussenden lässt, welches von der Kamera erkannt wird. Mit Hilfe eines in den Stecker der Instrumente integrierten Computerchips wird das aktive Instrument identifiziert, wenn dessen Lage und Position im Raum von der Kamera erfasst und von Computer abgeglichen wird.

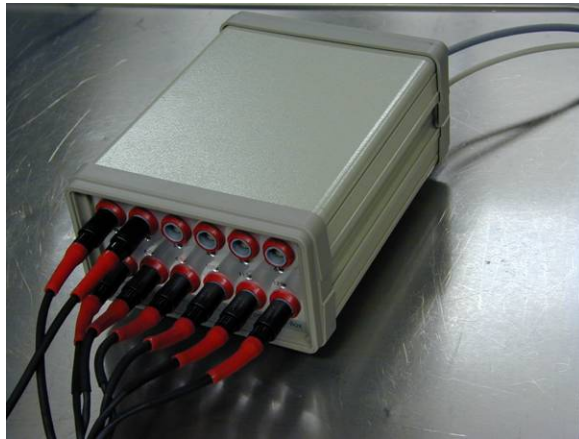


Abbildung 24: Stroberbox teilweise bestückt mit den Steckern der Instrumente

- **Bildwandler (BV):**

- Bildwandler der Firma Ziehm[®] International Medical System, Nürnberg;
Typ: C-Arm Exposcop 8000

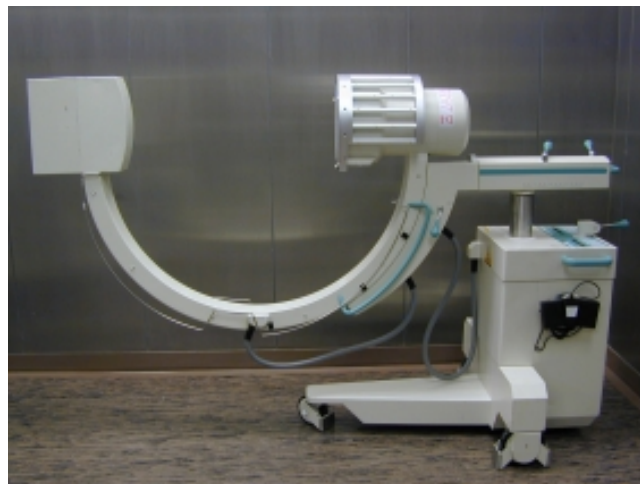


Abbildung 25: Exposcop 8000 Bildwandler mit, mit Leuchtdioden für die Computernavigation versehenem Gestell an der Empfängereinheit des Bildwandlers

- Neuentwickelter Bildwandler der Firma Siemens® Typ: Siremobil® Iso-C 3D® der um ein Zentrum gedreht werden kann und mit einem automatisierten Scan ein 3D-Bilddatensatz ermöglicht.



Abbildung 26: Iso-C 3D mit Computer- und Monitoreinheit

- **Workstation /Computer :**

Mit SurgiGATE® Navigationssoftware der Firma Medivision® (Oberdorf, CH)



Abbildung 27: Computereinheit, zur Planung und Kontrolle der Operation

- **Navigationsinstrumente:**

Verwendet wurden Instrumente der Firma Medivision[®], bzw. von der Firma Stratec Medical[®] für Medivision[®] hergestellt:

- 4.5 mm Navigationsbohrer
- T-Handgriff
- Pedikel-Aale
- Pressluftbohrer der Firma Synthes[®] Compact TM Air DriveII[®]



Abbildung 28: im Vordergrund die Druckluftbohrmaschine mit Bohrer, im Hintergrund ein T-Handgriff mit Bohrer



Abbildung 29: von li nach re: Pedikel-Aale, Pedikel-Probe und Pointer

1.3. 1.Versuchsreihe

1.3.1. Systemvorstellung der 2D-Bildwandlernavigation

Es wurde ein Röntgen-Bildverstärker (Exposcop 8000[®]) (Abb.25,30) und das Bildwandler-Navigations-Modul der Firma Medivision[®] verwendet, wobei die Möglichkeit genutzt wurde, bis zu 4 Bildwandlerprojektionen simultan auf einem Navigationsmonitor anzuzeigen. Die Richtung und Länge des Instrumentes wird auf die zuvor aufgenommenen Bildwandler-Bilder projiziert. Ohne erneutes Röntgen kann so der Bohrvorgang in allen Projektionen gleichzeitig kontrolliert werden. Da es sich um einzelne Aufnahmen handelt, ist eine 3D-Darstellung wie beispielsweise bei der CT basierten Navigation nicht möglich. Der Chirurg navigiert mit Hilfe einzelner 2D-Abbildungen (Abb.39).

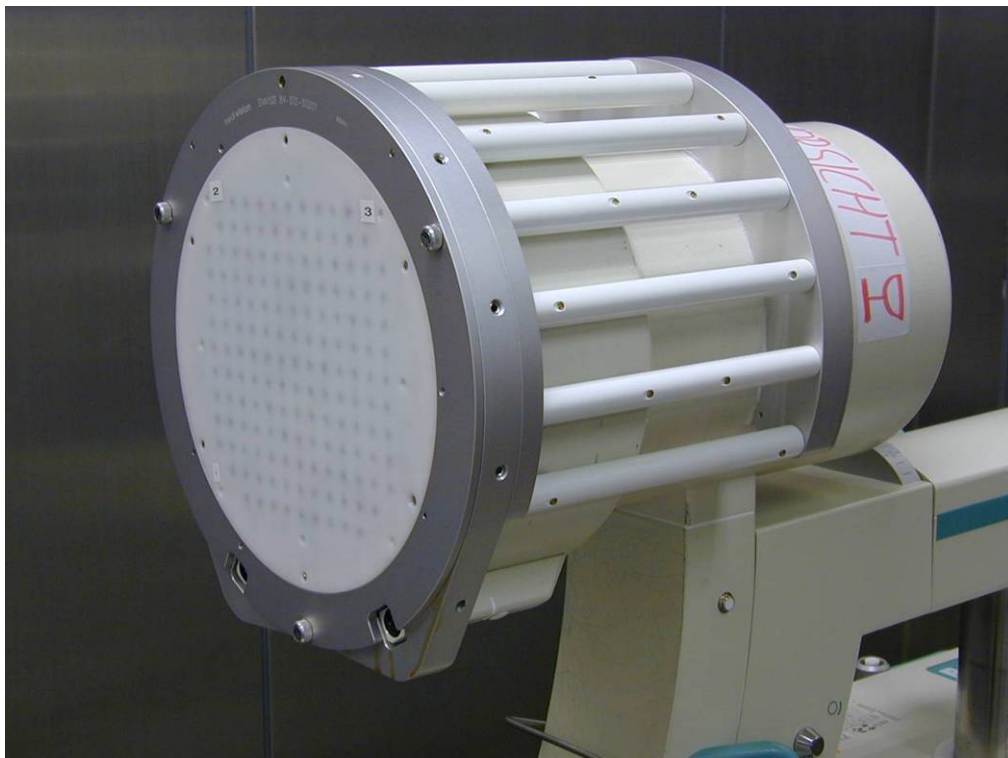


Abbildung 30: Vergrößerung des Diodengestells für den C-Arm mit der Kreuzplatte und der Laserzieheinrichtung am unteren Ende

1.3.2. Versuchsaufbau

Zur Durchführung der Versuche wurde die Wirbelsäule fixiert und nacheinander jeder Wirbelkörper für die Röntgenaufnahmen und den Bohrvorgang mit einer DRB (siehe [Kap.D:1.2](#)) versehen (Abb.31,32). Dabei musste darauf geachtet werden, dass sich die Lage der DRB während den Aufnahmen und den Bohrungen nicht an der Befestigungsstelle verändert, da das System diese Veränderung nicht registrieren kann und somit falsche Werte angezeigt werden würden.



Abbildung 31: Versuchsaufbau der 2D-Versuchsreihe in einem OP-Saal

Im Rahmen der Versuchsreihe wurden geeignete Bildwandlerprojektionen definiert :

- Lateral: seitlich, 90° zu AP (Abb.33,34)
- AP: anterior-posterior (Abb.35,36)
- Entlang der Pedikelachse, sog. Target view oder Bull's eye view (Abb.37,38)

Auf den Bildwandlerdarstellungen stellten sich die knöchernen Begrenzungen der Schraubenkanäle scharf begrenzt dar.

Die Präzision der 40 eingebrachten Schrauben wurde in postoperativen CT's bestimmt und ausgewertet. Die erforderliche Durchleuchtungszeit wurde dokumentiert (siehe [Kap.E:1.2.1](#)).

1.3.3. Versuchsdurchführung

Das Wirbelsäulenmodell wurde so an einem Tisch fixiert, dass eine Durchleuchtung ohne störende Artefakte möglich war. An dem zu bearbeitenden Wirbelkörper wurde eine Reference-Base befestigt und dann die Kamera so in Position gebracht, dass sich die LED's der Reference-Base, des Bildwandlers und der Gravity im Sichtfeld befunden haben (Abb.31,32).



Abbildung 32: seitliche Aufnahme der Versuchsanordnung

Danach wurden alle Aufnahmen durchgeführt (Abb.34,36,38), die für die Pedikelbohrungen für einen Wirbelkörper notwendig waren. Das bedeutete vier Aufnahmen, eine Lateral (Abb.33,34), eine AP (Abb.35,36) und je eine entlang der Achse des Pedikels rechts und links (Abb.37,38). Somit konnten in die Pedikel beider Seiten ohne erneutes Röntgen gebohrt werden.

Als erstes wurde eine Lateralaufnahme zur Orientierung an der Pedikelachse durchgeführt, um den Bildwandler entsprechend der Achsenausrichtung der Pedikel besser ausrichten zu können.

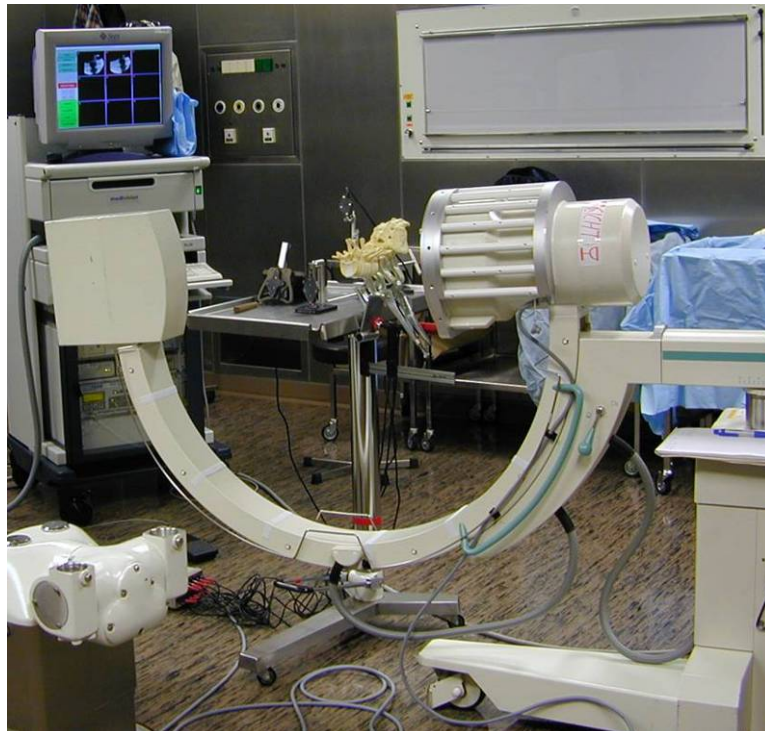


Abbildung 33: Versuchsaufbau für die Lateralaufnahme

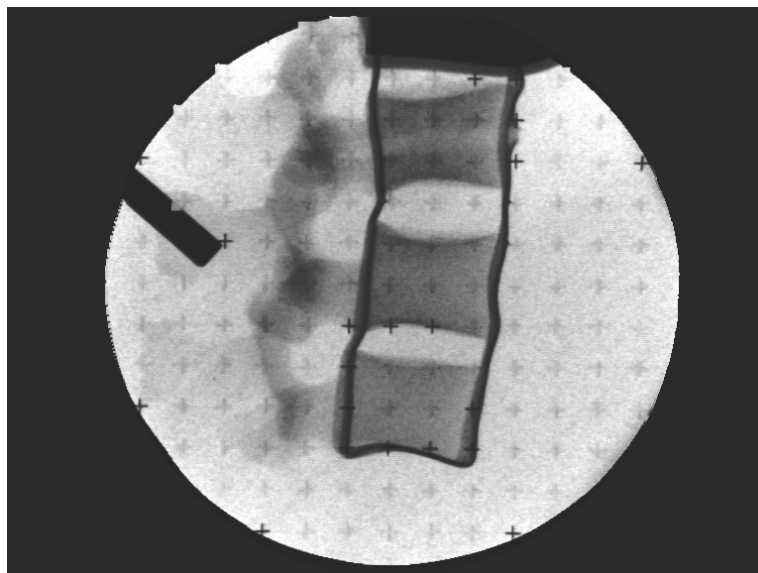


Abbildung 34: Screenshot der Lateralaufnahme von Navigationssystem

Als nächstes wurde senkrecht dazu eine AP-Aufnahme durchgeführt



Abbildung 35: Versuchsaufbau für die AP-Aufnahme

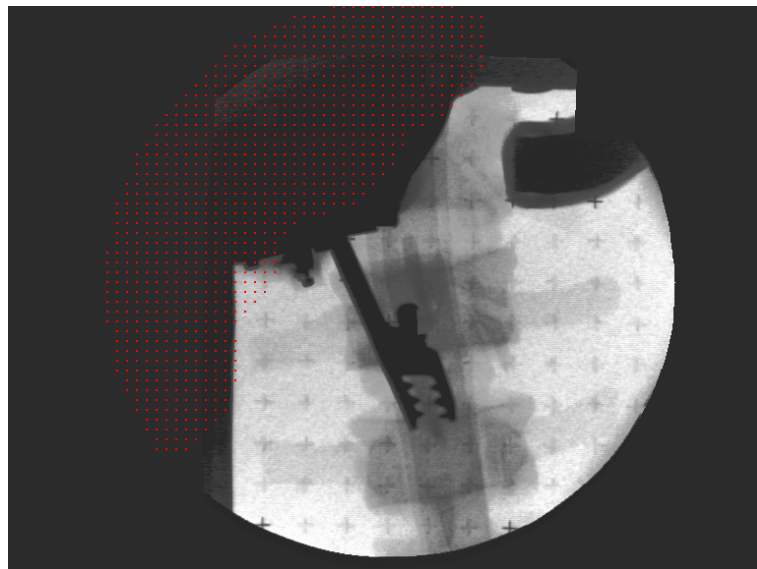


Abbildung 36: Screenshot der AP-Aufnahme von Navigationssystem

und als letztes wurde der Bildwandler so eingestellt, dass er in der Achse des betreffenden Pedikels den Wirbelkörper durchleuchtete.

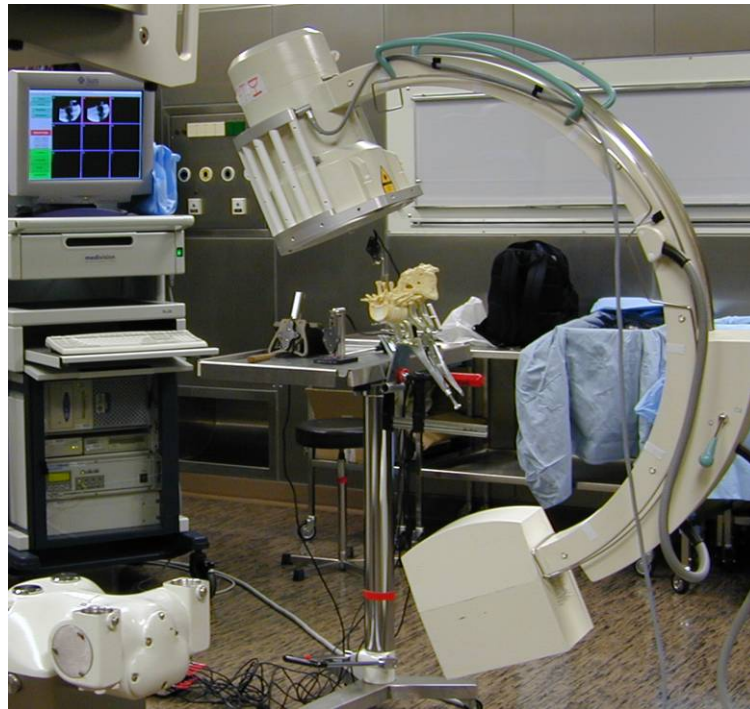


Abbildung 37: Versuchsaufbau für die Aufnahme entlang der Pedikelachse

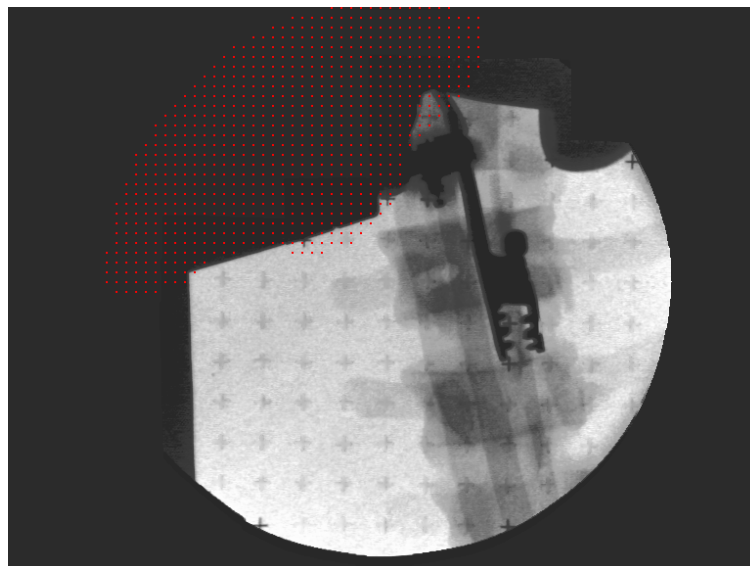


Abbildung 38: Screenshot der Aufnahme entlang der Pedikelachse von Navigationssystem

Wichtig bei den Aufnahmen war, dass die Kamera bei jeder Aufnahme alle LED's wahrnahm. Da der Bildwandler sich gravitationsbedingt verbiegt und nicht um ein einheitliches Drehzentrum rotiert, sondern eine ellipsoide Bewegung ausführt, benötigte das System zur rechnerischen

Korrektur dieser Verzerrung immer den Winkel zum Lot (siehe [Kap.D:1.2.](#)), sowie die Markierungen der Kreuzplatte, die unter die Empfängereinheit geschraubt wird (Abb.30). Die Bilder wurden sogleich am Monitor des Bildwandlers begutachtet.

Hierbei wurde besonderen Wert auf die Beurteilung der Bildqualität und die vollständige Darstellung aller relevanten Knochenstrukturen gelegt. War dies geschehen, wurden die Bild- und Positionsdaten ins Navigationssystem geladen. Nach dem erfolgreichen Transfer der Aufnahmen zu dem SurgiGATE[®]-Modul wurde mit den Bohrungen begonnen (Abb.39).

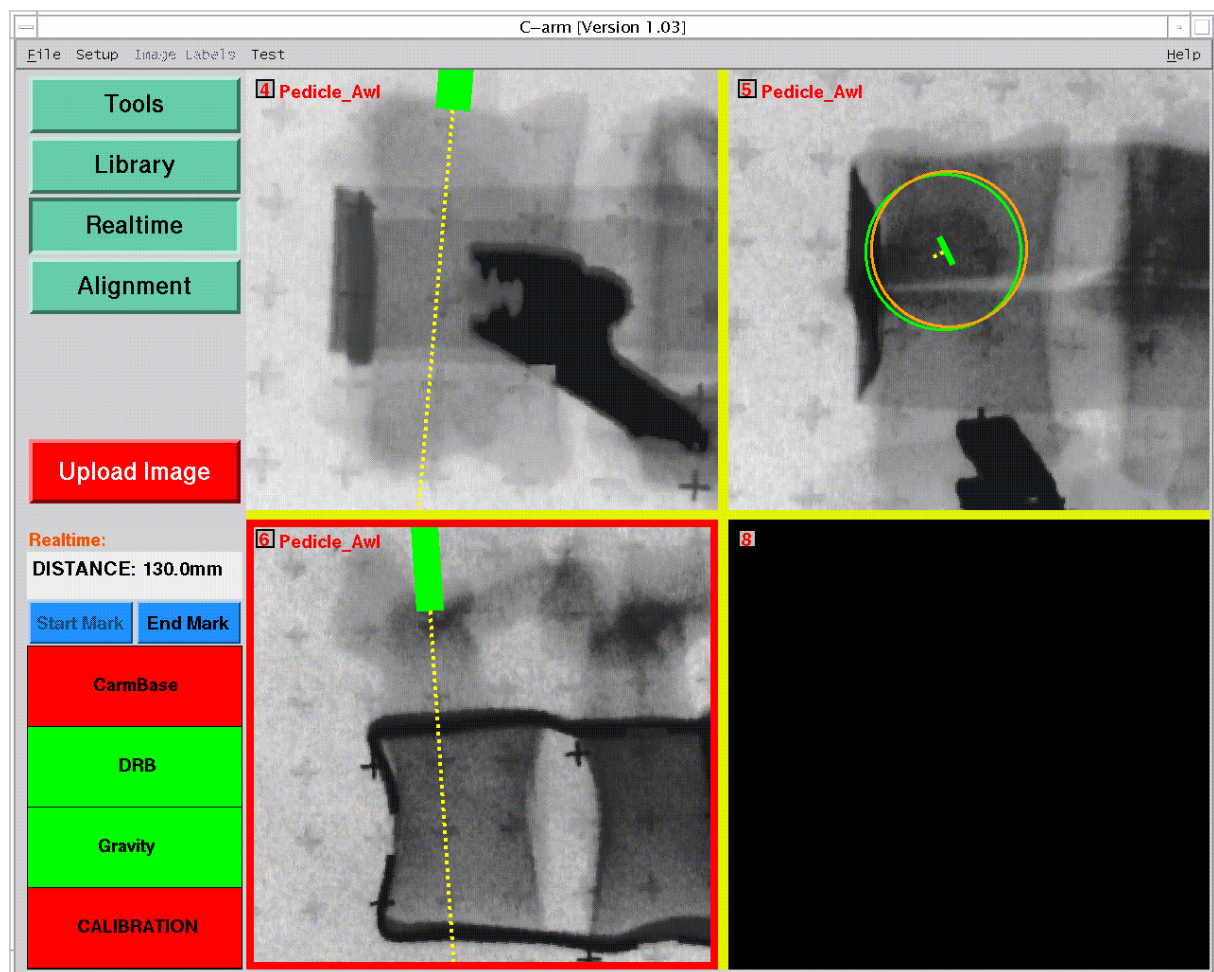


Abbildung 39: Screenshot der intraoperativen Realtimedarstellung; oben li die AP-Aufnahme, oben re die Aufnahme entlang der Pedikelachse und unten li die Lateralaufnahme

Die einzelnen Arbeitsschritte wurden für jeden Wirbelkörper wiederholt und die Durchleuchtungszeit notiert.

1.4. 2.Versuchsreihe

1.4.1. Systemvorstellung der 3D-Bildwandlernavigation

Für die zweite Versuchsreihe wurde vom Maurice E. Müller-Institut ein Prototyp des neuen Bildwandlers der Firma Siemens® (Abb.40, 41) zur Verfügung gestellt. Dieser Bildwandler dreht sich isozentrisch um einen Punkt und durchleuchtet ein Objekt aus mehreren Winkeln, ohne dass eine Verzerrung des Röntgenbildes stattfindet. Der Iso-C 3D der Reihe Siremobil® ist mit einem Elektromotor ausgestattet, um während eines Scans eine gleichmäßige Rotation der Röntgenapparatur um 190° zu gewährleisten. Nach Beendigung des Scans, der ca. 2 Minuten dauerte und dabei 100 Einzelaufnahmen generierte, wird ein 3D-Volumen berechnet und diese Bilddaten in das Navigationssystem geladen.

Der Chirurg kann jetzt seine Operation wie bei der CT-basierten Navigation am Computer planen und sich bei der Operation diese Planung anzeigen lassen.



Abbildung 40: Computernavigationsfähiger Iso-C 3D mit Computer- und Monitoreinheit in einem OP-Saal

Im Gegensatz zur CT-basierten Computernavigation entfällt hierbei die komplizierte Matchingprozedur, da schon während des Scanvorganges eine inhärente Registrierung erfolgt, d.h. während des Scans wird vom System die Lage des Iso-C und des Objektiv registriert und verrechnet.



Abbildung 41: Mit Leuchtdioden versehene Empfängereinheit des Iso-C 3D

1.4.2. Versuchsaufbau und Vorbereitung

Die verwendeten Kunststoffmodelle der Wirbelsäule mussten auf Grund einer hohen Beweglichkeit zur besseren Fixierung mit einem Kunststoffstab axial durch die Wirbelkörper verstärkt und dorsal mit röntgen durchlässigem Heißkleber fixiert werden (Abb.42).

Dazu wurden die Wirbelkörper zuerst mit einem 6.5 mm Bohrer zentral der Länge nach durchbohrt. In diesen Bohrkanal wurde ein aus Hartplastik bestehender 7mm dicker Rundstab eingebracht. Damit gelang es, das übermäßige Spiel der Wirbelkörper zueinander zu minimieren. Zur weiteren Stabilisierung wurden die Wirbelkörper an den Facettengelenken durch handelsüblichen Heißkleber miteinander verbunden.

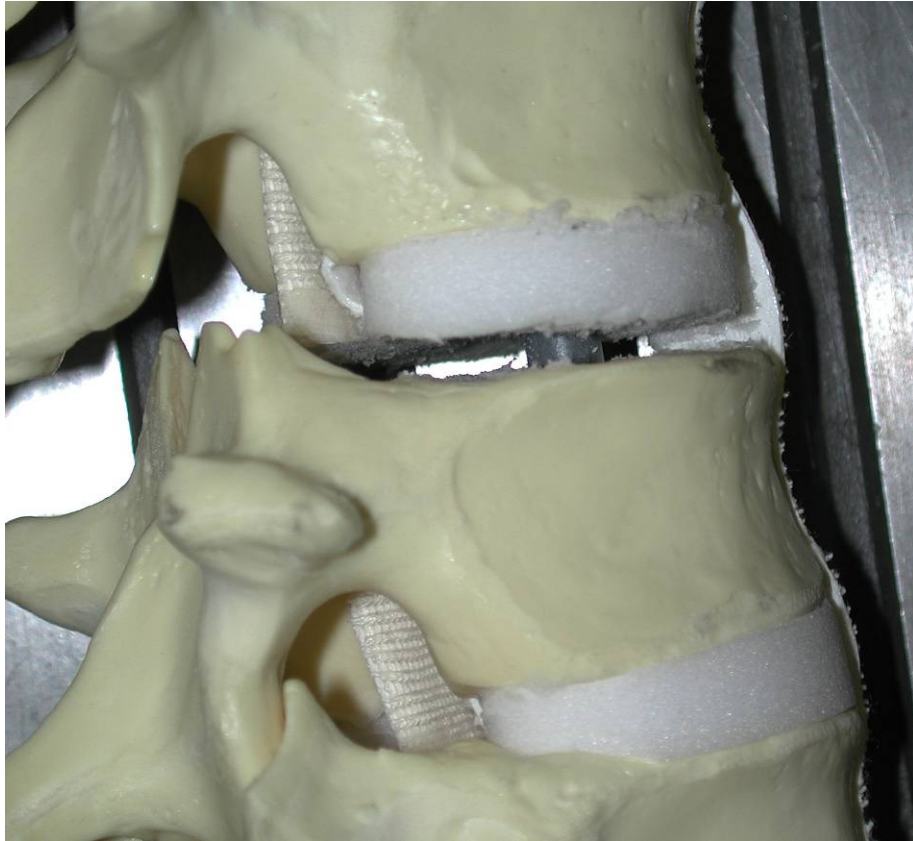


Abbildung 42: Seitliche Ansicht der mit einem Rundstab stabilisierten Wirbelsäule

An den so verstärkten Wirbelsälen wurde an einem Proc. Spinosus, möglichst in Scanfeld die DRB befestigt. Die Modelle wurden auf einem Röntgenstrahlendurchlässigen Tisch mit einem Klebeband (Tesa Grepp®) fixiert und zentriert (Abb.43,44).

Nach Ausrichtung der Kamera wurde der Scan durchgeführt und die Daten in das Navigationssystem transferiert.

An dem Navigationssystem wurden dann all die Schraubenplatzierungen geplant, bei denen genügend Struktur zu erkennen war um eine sichere Platzierung zu gewährleisten. Durch die Fixierung der Wirbelsäule war ein Scannen jedes einzelnen Wirbelkörpers nicht nötig, da eine Verschiebung der Wirbelkörper untereinander ausgeschlossen war.

Die Durchleuchtungsstärke und Zeit wurden notiert und die Präzision der 40 eingebrachten Schrauben durch ein postoperativ durchgeführtes CT bestimmt (siehe [Kap.E:1.2.2.](#)).

1.4.3. Versuchsdurchführung

Die Wirbelsäulen wurden dann im Zentrum des Bildwandlers ebenso wie bei der 1. Versuchsreihe an einem Tisch fixiert und die Optotrak[®]-Kamera in Position gebracht (Abb.49). Wichtig war, dass die Kamera am Anfang und am Ende (Abb.44) des Scanvorganges alle LED's des Iso-C 3D wahrnahm, da sonst eine genaue Berechnung der Lage des Objektes nicht gewährleistet werden konnte.



Abbildung 43: Versuchsaufbau während einen Test-Scanvorgangs

Eine Gravity (siehe [Kap.D:1.2.](#)) wurde bei dieser Versuchsanordnung nicht benötigt, da bei diesem Gerät keine Verzerrung der Aufnahmen stattfindet.

Dann wurde der automatisierte Scan gestartet und die durchgeführte Durchleuchtung live auf dem Monitor der Bildwandler-Einheit verfolgt und die korrekte Lage, bzw. Einstellung begutachtet. Wichtig hierbei war die Beurteilung der Bildqualität und die vollständige Darstellung aller relevanten Knochenstrukturen.



Abbildung 44: Versuchsaufbau am Ende eines Scanvorganges mit Bohrinstrumentarium

Zeitgleich rekonstruierte der angeschlossene Computer eine 3D- Darstellung dieser Einzelbilder. Nach Beendigung der Aufnahmen wurde der Datensatz von dem an den Iso-C angeschlossenen Computer in die Workstation geladen und mit Hilfe eines Datenkonvertierungsprogramms für die Navigationssoftware bereitgestellt. Dieser Bilddatensatz wurde dann zur Planung der Bohrungen verwendet.



Abbildung 45: Anordnung von Optotrak-Kamera und den Computern im Versuchsraum

Da es sich bei dem hier verwendeten Geräte um einen Prototypen gehandelt hat, musste der Datensatz manuell und nicht wie bei der 2D-Bildwandlernavigation, automatisiert in das System

kopiert werden. Dieser Vorgang, inklusive der Umrechnung der Daten für das Navigationsgerät nahm ca. 5 Min. in Anspruch.

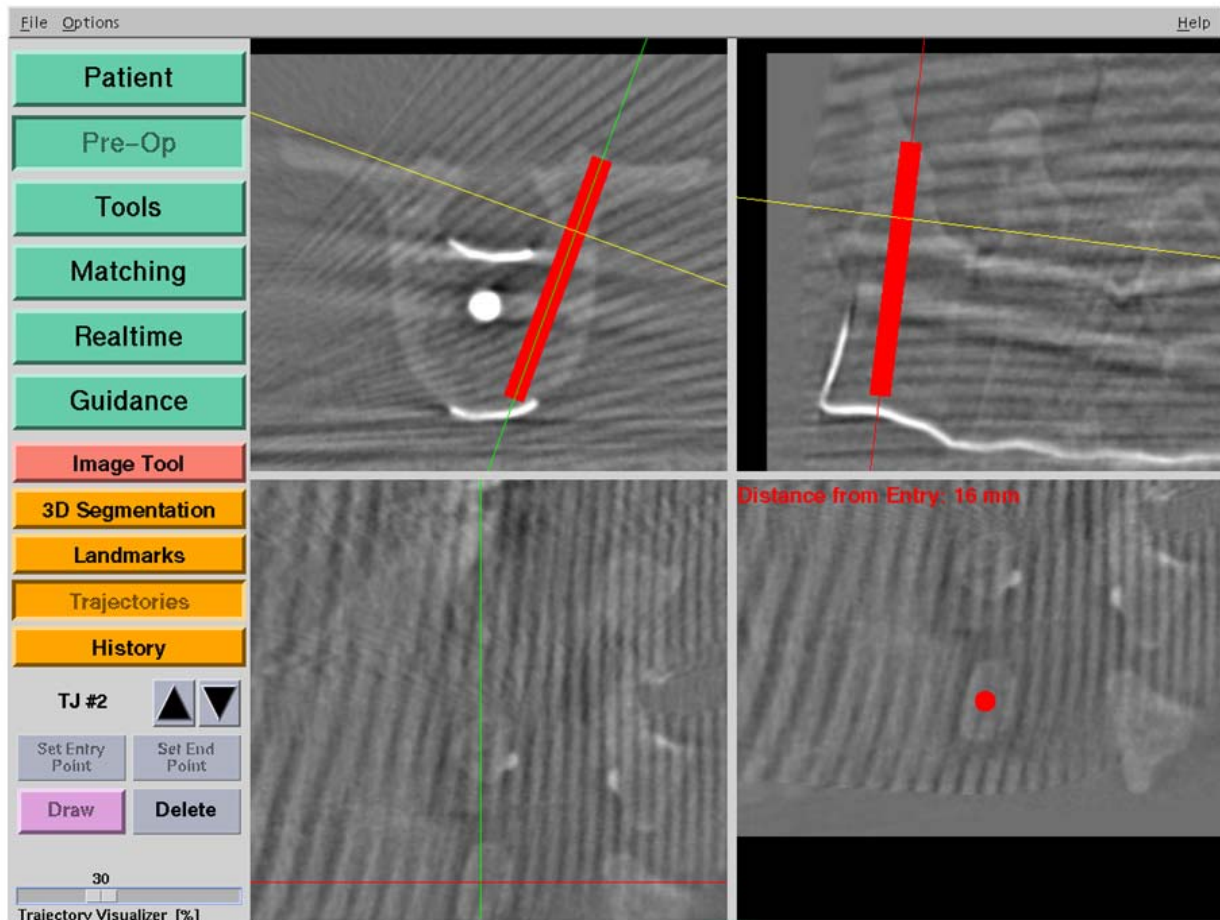


Abbildung 46: Screenshot des Navigationssystems von einer der Planung einer Pedikelschraube auf der rechten Seite auf Höhe von LWK 1

Nach der erfolgreichen Datenübermittlung zu dem SurgiGATE[®]-Modul wurde die Scanqualität begutachtet und mit der Planung der möglichen Bohrungen begonnen.

Im Anschluss wurden die Planungen (Abb.46) ausgeführt und die Bohrungen navigiert (Abb.47-49). Die einzelnen Arbeitsschritte mussten nicht für jeden Wirbelkörper wiederholt werden, da durch die Fixierung der Wirbelsäulen im Vorfeld eine Bewegung ausgeschlossen war.



Abbildung 47: die Durchführung einer Bohrung



Abbildung 48: linkes Bild: Perforation der Kortikalis mit der Pedikel-Probe; rechtes Bild: Ansatz des Bohrers an den Pedikel

So war es möglich, pro Scanvorgang im Schnitt 3 Wirbelkörper, d.h. 6 Bohrungen zu planen und auszuführen.

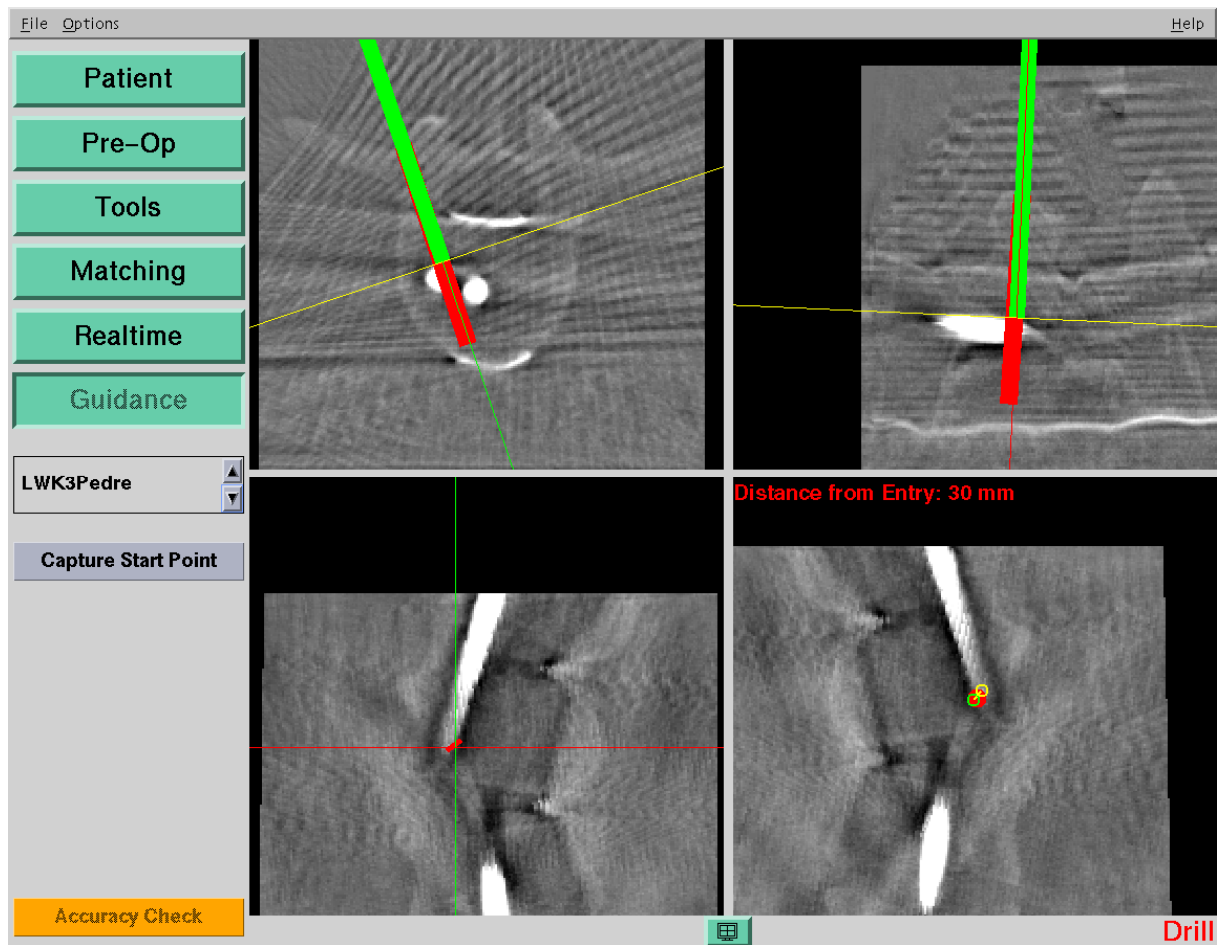


Abbildung 49: Screenshot während einer Bohrung, der rote Balken zeigt die Planung und der grüne Balken stellt den Bohrer dar

Danach wurde die DRB ummontiert und der Scan der nächsten Wirbelkörper vorbereitet. Die Durchleuchtungszeit war konstant.

E) Ergebnisse

1.1. Überblick

Im Rahmen der Experimentellen Vergleichsstudie wurden mit dem SurgiGATE® - Navigationssystem, basierend auf 2D-Daten des Exposcop® 8000 Bildwandlers sowie auf 3D-Daten des Iso-C 3D® Bildwandlers jeweils 40 Bohrungen von dorsal durch die Pedikel in insgesamt 9 Kunststoffwirbelsäulenmodelle (L1-L5) der Firmen Synbone® und Sawbones® eingebracht und anschließend vermessen.

Die durch die CT-Auswertung erhaltenen Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS verglichen und ausgewertet. So konnte gezeigt werden, dass sich beide Methoden in dieser Studie im Bezug zu ihrem minimalen Abstand zur Kortikalis signifikant unterscheiden. Der direkte Vergleich der Werte ergab einen signifikanten Unterschied (Wert $<0,001$) für den minimalen Abstand der Bohrungen vom medialen Rand des Pedikels und somit einen Unterschied der beiden Methoden (Abb.50). Bei der 2D-Methode ergab sich ein Median-Wert von 4,0 mit einer Standardabweichung von 2,6919 im Vergleich zu einem Median-Wert bei der 3D-Methode von 6,20 mit einer Standardabweichung von 1,7766. Verglichen wurden beide Methoden mit Hilfe des Mann-Whitney-Test.

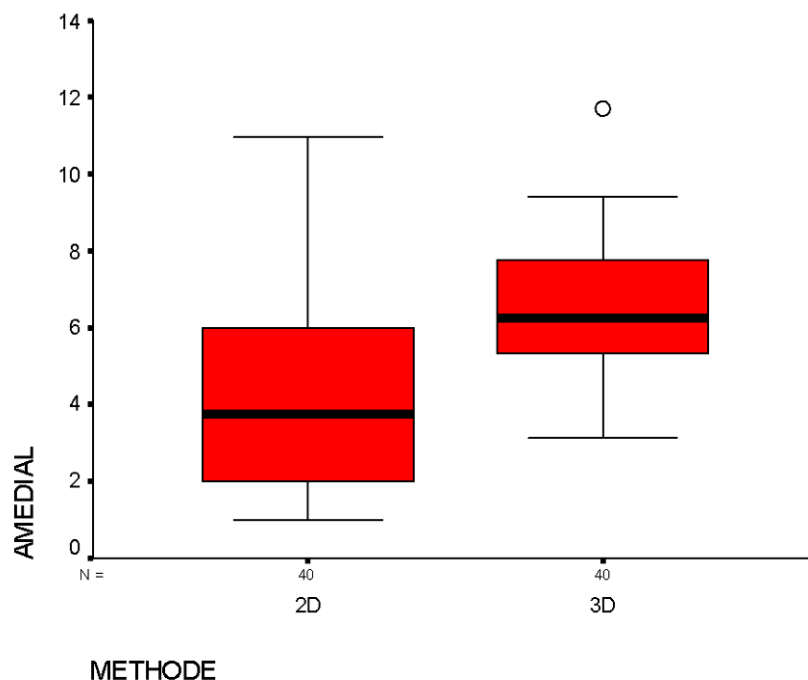


Abbildung 50: Darstellung des minimalen Abstandes nach medial

Mit Hilfe der Darstellung der Werte im Boxplott, lässt sich der höher liegende Median bei der 3D-Methode und die kleinere Interquartilsdistanz verdeutlichen. Eine engere Interquartilsdistanz bedeutet eine geringere Streuung.

Auch für den Vergleich der Werte für den minimalen Abstand nach lateral, konnte ein signifikanter Unterschied (Wert $<0,001$) mit Hilfe des Mann-Whitney-Testes gefunden werden. Im Einzelnen ergab sich für die 2D-Methode ein Median-Wert von 4,0 mit einer Standardabweichung von 1,8949 und für die 3D-Methode ein Median-Wert von 4,90 bei einer Standardabweichung von 1,8177.

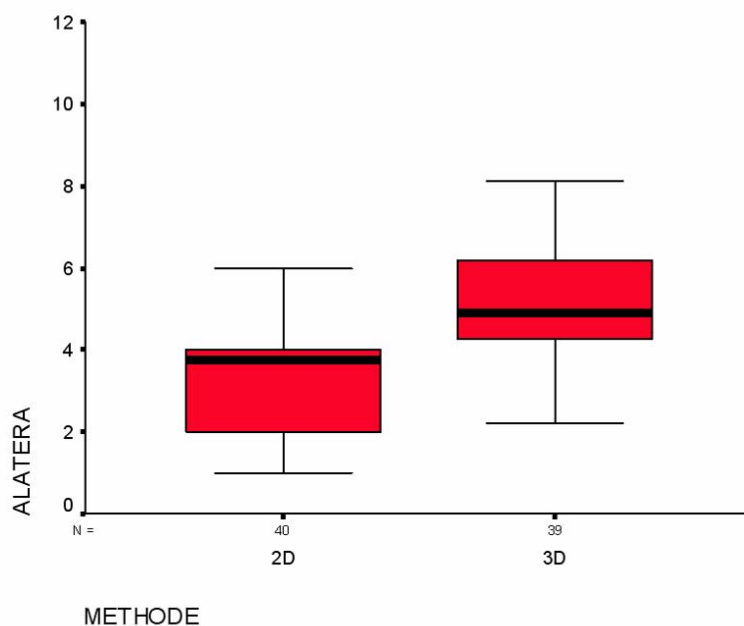


Abbildung 51: Darstellung des minimalen Abstandes nach lateral

Durch die Darstellung mit Hilfe eines Boxplots ist ein höher liegender Medianwert bei der 3D-Methode, bei einer nahezu gleichgroßen Interquartilsdistanz zu erkennen (Abb.51).

1.2. Einzelergebnisse

1.2.1. 2D-Bildwandlernavigation

Im Rahmen dieser Studie wurden mit Hilfe der 2D-bildwandlergestützten Computernavigation alle 40 Bohrungen im Bereich des Pedikels platziert. Am Ende jeder Bohrung wurde der Wirbelkörper optisch auf Fehlplatzierungen überprüft und die Besonderheiten oder Auffälligkeiten in einem speziellen Navigationsprotokoll notiert.

Eine Verletzung der Kortikalis im Bereich des Pedikels wurde bei keiner dieser Bohrung festgestellt. Zwei Bohrungen wurden jedoch durch die ventrale Kortikalis des Wirbelkörpers gebohrt (Abb.52).

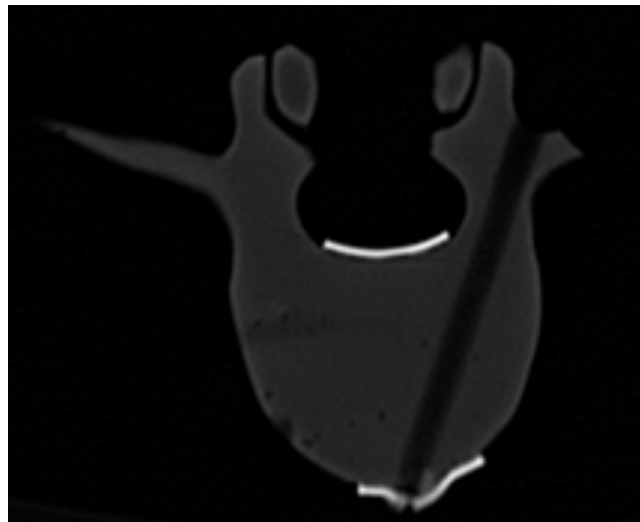


Abbildung 52: Schichtaufnahme einer Pedikelbohrung, ventral durchbricht der Bohrkanal die Kortikalis und das vordere Band

Die durchschnittliche Durchleuchtungszeit betrug 0.097Min (ca.6Sek.) pro Wirbelkörper d.h. für zwei Bohrungen. Die durchschnittlichen Durchleuchtungszeiten für die einzelnen

Wirbelsäulenabschnitte sind in Tabelle 2 und der Abbildung 53 dargestellt.

Tabelle 2: Durchschnittlichen Durchleuchtungszeit pro Wirbelkörper in Minuten

Wirbelkörper	Ø Durchleuchtungszeit
L1	0,093Min
L2	0,13Min
L3	0,11Min
L4	0,064 Min
L5	0,084Min
Gesamt	0,097Min

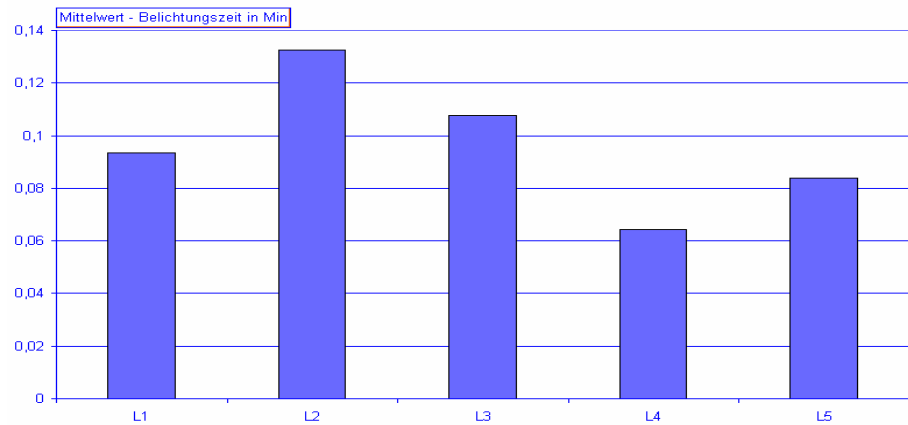


Abbildung 53: Mittelwerte der Durchleuchtungszeit für die einzelnen Wirbelkörper

Die anschließend durchgeführte CT-gestützte Auswertung ergab einem Mittelwert der minimalen Abstände vom Rand des Pedikels von 4,23mm nach medial und 3,55mm nach lateral (Abb.54,56).

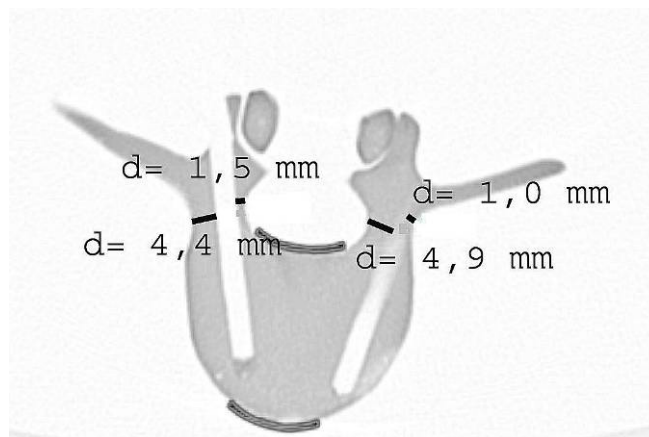


Abbildung 54: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Vermessung der minimalen Abstände nach medial und lateral; Bohrung li med.:1,5mm, lat.: 4,4mm; re med.: 4,9mm, lat.: 1,0mm

Sämtliche CT-Datensätze wurden anschließend in das Navigationssystem geladen und die Rekonstruktionen optisch mit den Messergebnissen verglichen (Abb.55).

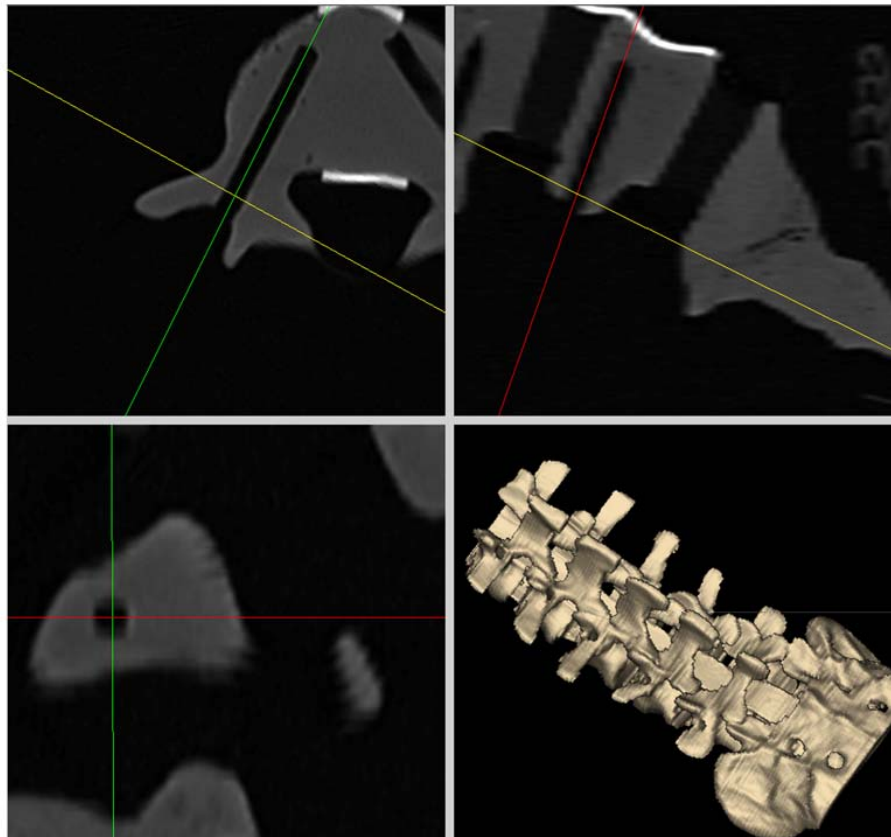


Abbildung 55: Screenshot einer Rekonstruktion des Kontroll-CTs mit Hilfe des Navigationssystems

Die Werte verteilten sich auf einen Bereich von maximal 11mm und minimal von 1mm Abstand.

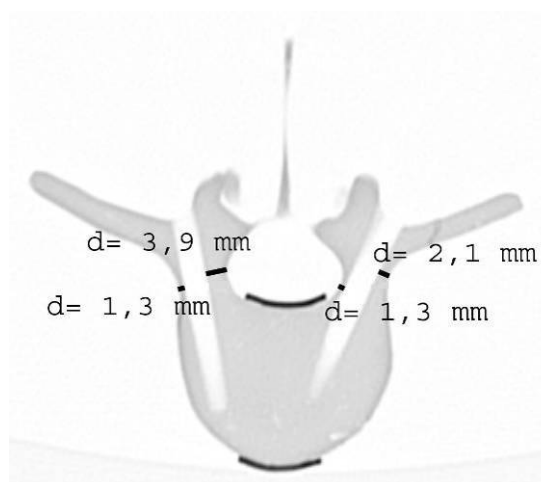


Abbildung 56: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Bohrkanalvermessung: Bohrung li med.: 3,9mm, lat.: 1,3mm; Bohrung re med.: 1,3mm und lat.: 2,1mm

In Tabelle 3 sind die Mittelwerte des minimalen Abstandes der Bohrkanäle für die einzelnen Wirbelkörper für die 2D-Methode aufgeführt.

Tabelle 3: Mittelwerte des minimalen Abstandes pro Wirbelkörper nach medial und lateral für die 2D-Methode

Wirbelkörper	LWK1	LWK2	LWK3	LWK4	LWK5
Abstand (medial)	2,5 mm	3,88 mm	3,31 mm	5,19 mm	6,25 mm
Abstand (lateral)	3,25 mm	3,31 mm	4,25 mm	3,56 mm	3,38 mm

Mit Hilfe eines Balkendiagrammes lassen sich die einzelnen Mittelwerte graphisch gut veranschaulichen (Abb.57).

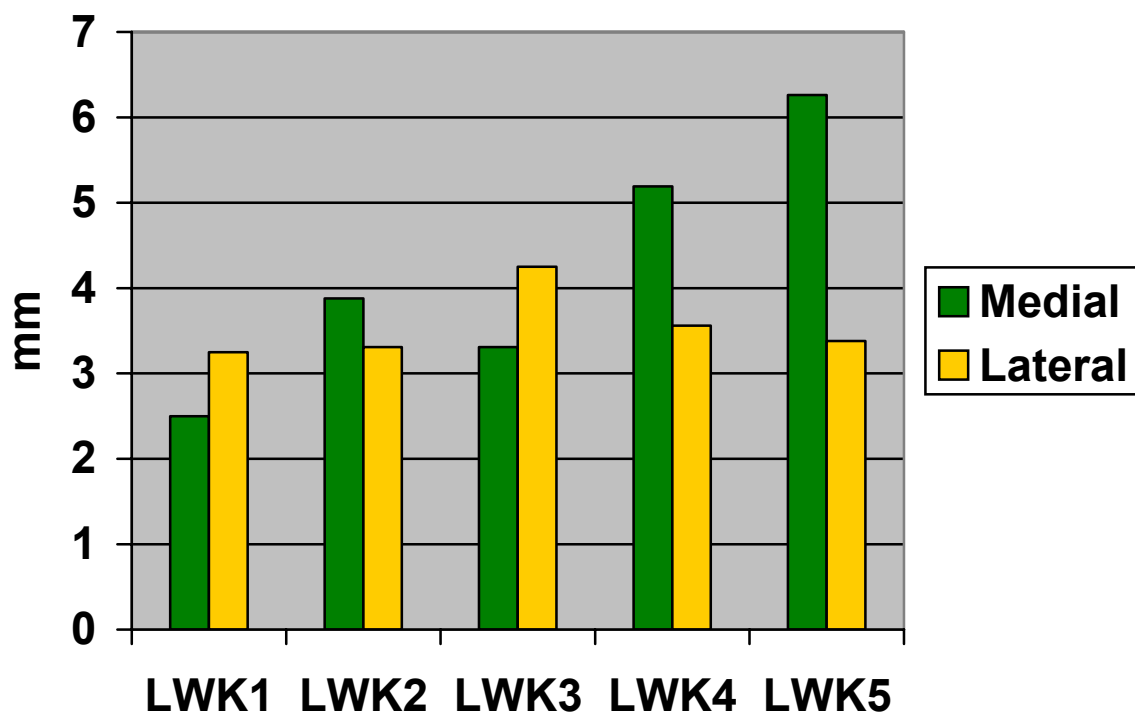


Abbildung 57: graphische Darstellung der Mittelwerte des minimalen Abstandes

1.2.2. 3D-Bildwandlernavigation

Im Rahmen der 2. Versuchsreihe dieser Studie wurden mit Hilfe der 3D-bildwandlergestützten Computernavigation 38 der 40 Bohrungen exakt platziert (95%). Die Strahlungsdauer betrug konstant 0,35 Min (ca. 21 Sek.) für durchschnittlich drei Wirbelkörper, das entspricht sechs Bohrungen.

Während der Bohrung ist in einem Fall, beim Ansetzen des Bohrers an LWK 5 der WS-Nr. 3 bereits festgestellt worden, dass die Planung fehlerhaft sein musste. Sowohl Eintrittspunkt als auch Eintrittswinkel haben sich von den bisherigen Bohrungen deutlich unterschieden.

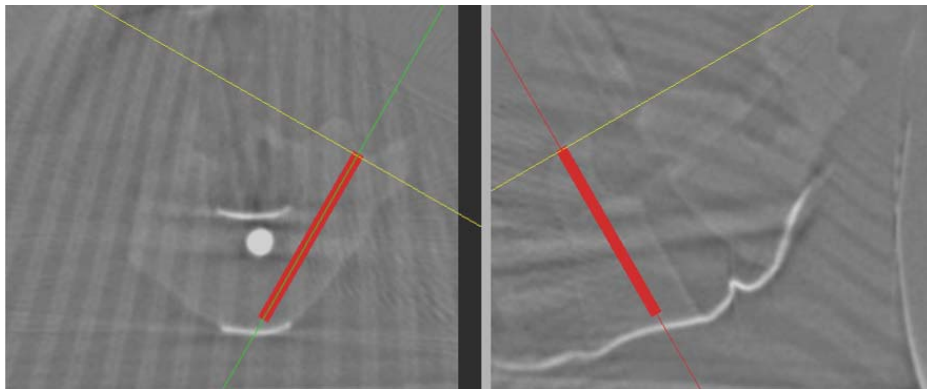


Abbildung 58: Screenshot der Planung an LWK5

Da das System eine korrekte Planung angezeigt hat (Abb.58), wurde diese zu Dokumentationszwecken ausgeführt und auf dem Navigationsprotokoll vermerkt. Die Bohrung ist kaudal ca. 4mm über das Kortikalisniveau verlaufen (Abb.59).

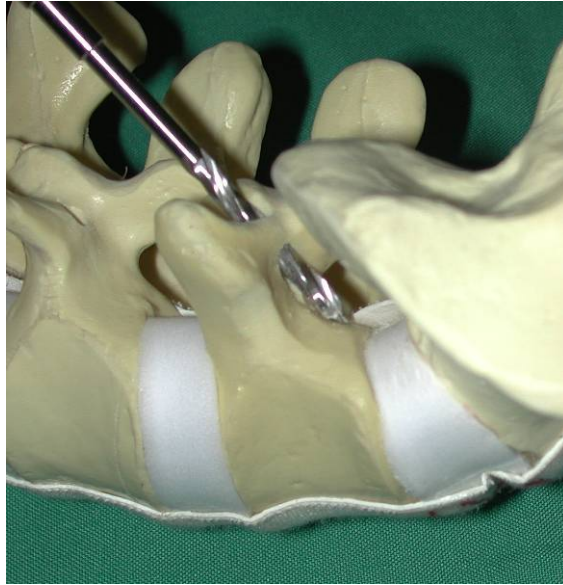


Abbildung 59: Photo der Ausgeführten Bohrung mit verwendetem Bohrer

Im Anschluss wurde die Versuchsanordnung noch mal neu aufgebaut und eine erneute Planung bei gleichem Bilddatensatz durchgeführt (Abb.60).

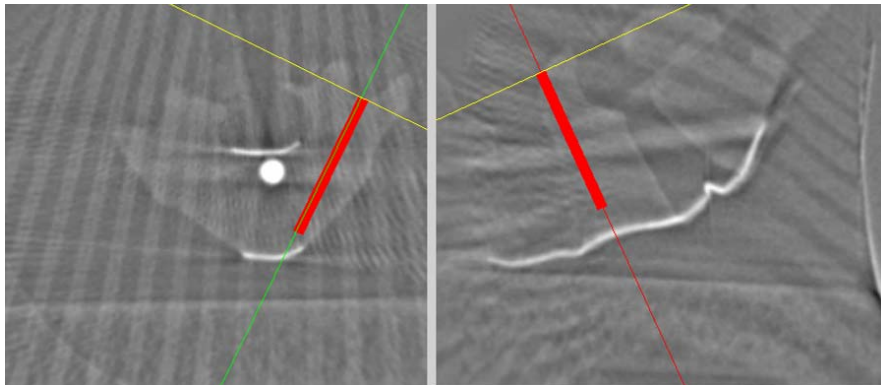


Abbildung 60: Screenshot der 2. Planung an LWK5

Die anschließende Bohrung verlief unauffällig.

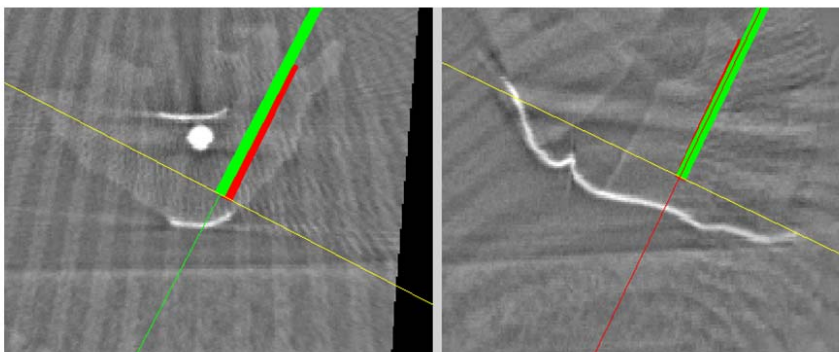


Abbildung 61: Screenshot der Ausgeführten Bohrung

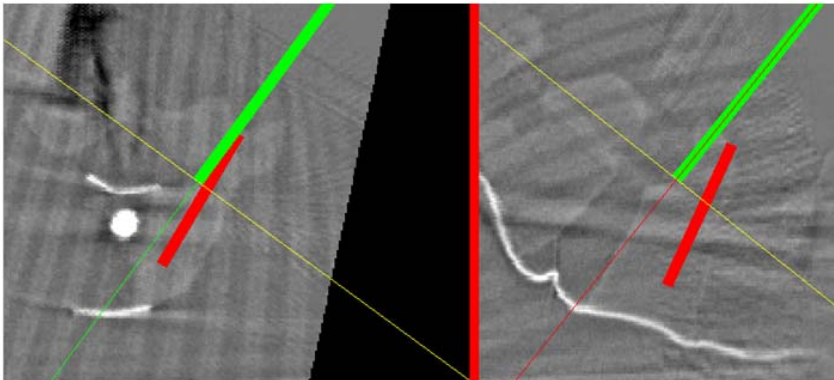


Abbildung 62: Screenshot der neuen Planung, nach neuem Versuchsaubau, Bohrer steckt in altem Bohrkanal

Auf Grund sowohl der bemerkten Fehlplanung als auch der nicht in der Auswertung berücksichtigten Lage (weder medial noch lateral) wurde diese Fehlplatzierung in der weiteren Auswertung nicht mehr weiter berücksichtigt (siehe [Kap.E:1.4.1](#)).

Die zweite Fehlplatzierung wurde bei der sich auch in dieser Versuchsreihe an jede Bohrung anschließende optische Untersuchung festgestellt. Es handelt sich um eine Perforation der Kortikalis am lateralen Rand des Pedikels der Wirbelsäule „LWS03“, auf Höhe des rechten 3. Lendenwirbelkörpers (Abb.63).



Abbildung 63: Photo der 2. Fehlbohrung, der Kortikalisperforation

Die später durchgeführte radiologische Auswertung ergab einem Mittelwert der minimalen Abstände von 6,46mm nach medial und 5,25mm* nach lateral.

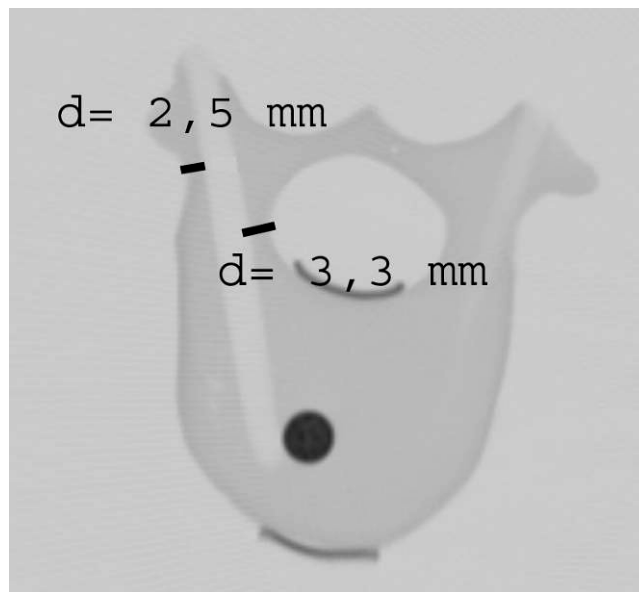


Abbildung 64: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Bohrkanalvermessung: Bohrung med.: 3,3mm; lat.: 2,5mm

Die Werte verteilten sich hierbei auf einem Bereich von einem Maximalabstand von 11,7mm und einen Minimalabstand von 3,1mm nach medial, bzw. 11,3mm und 2,1mm** nach lateral (Abb.64,65).

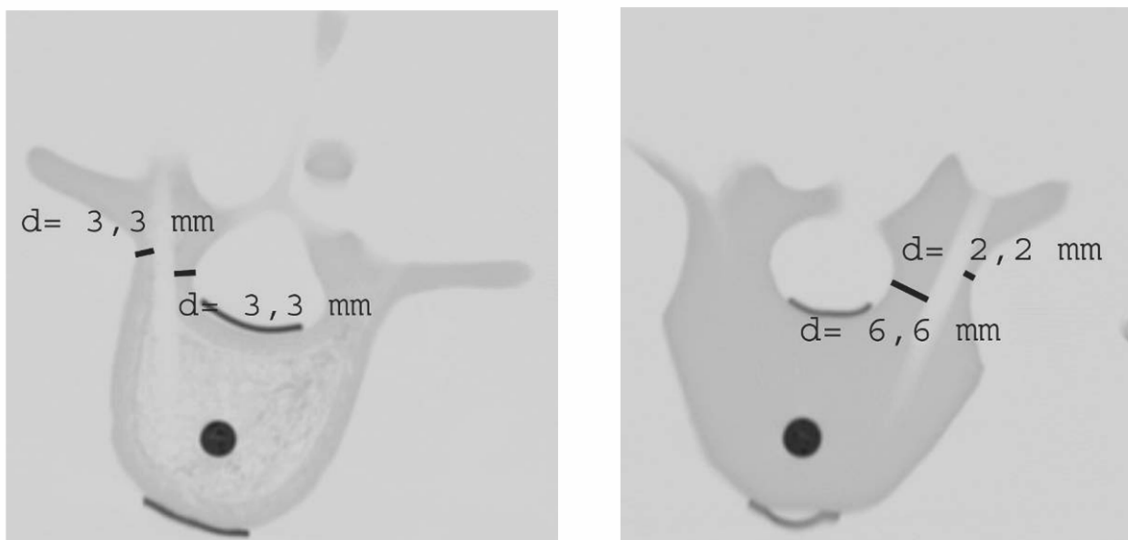


Abbildung 65: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Bohrkanalvermessung: Bohrung li med.: 3,3mm, lat.: 3,3mm; Bohrung re med.: 6,6mm, lat.: 2,2mm

Bezogen auf die einzelnen Wirbelkörper ergab sich ein Mittelwert der minimalen Abstände:

Tabelle 4: Mittelwerte des minimalen Abstandes pro Wirbelkörper nach medial und lateral für die 3D-Methode

Wirbelkörper	LWK1	LWK2	LWK3	LWK4	LWK5
Abstand (medial)	5,36 mm	5,68 mm	6,24 mm	6,99 mm	8,05 mm
Abstand (lateral)**	4,71 mm	3,94 mm	4,39 mm	5,69 mm	7,51 mm

(*Bei Mittelwertberechnung wurde Fehlplatzierung an LWK3 mit 0mm einberechnet)

(** Nicht berücksichtigt bei der Auswertung sind die erkannte Fehlplanung und die Kortikalisperforation)

Graphisch lassen sich die Werte in einem Balkendiagramm veranschaulichen (Abb.66).

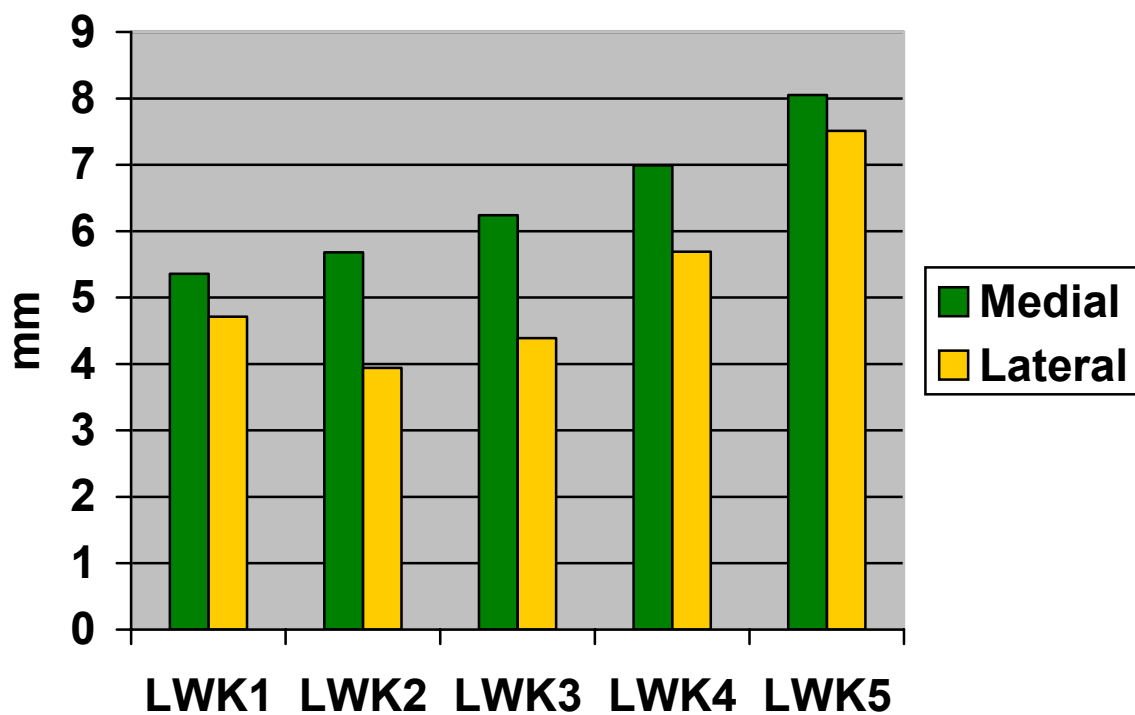


Abbildung 66: graphische Darstellung der Mittelwerte des minimalen Abstandes

1.3. Gesamtergebnis

Vergleicht man die beiden Methoden miteinander, dann muss man aus statistischen Gründen die Mediane miteinander vergleichen. Graphisch lassen sich die Ergebnisse mit einem Boxplott korrekt darstellen. In Tabelle 5 sind die Mediane für den minimalen Abstand nach medial der einzelnen Wirbelkörper beider Methoden aufgeführt.

Tabelle 5: Medianwerte des minimalen Abstandes pro Wirbelkörper nach medial

Wirbelkörper	LWK 1	LWK 2	LWK 3	LWK 4	LWK 5
Median (3D)	5,65 mm	5,56 mm	5,8 mm	6,95 mm	8,2 mm
Median (2D)	2,0 mm	3,75 mm	4,0 mm	6,0 mm	6,0 mm

Im Boxplott stellen sich die Ereignisse für die einzelnen Wirbelkörper wie folgt dar (Abb.67):

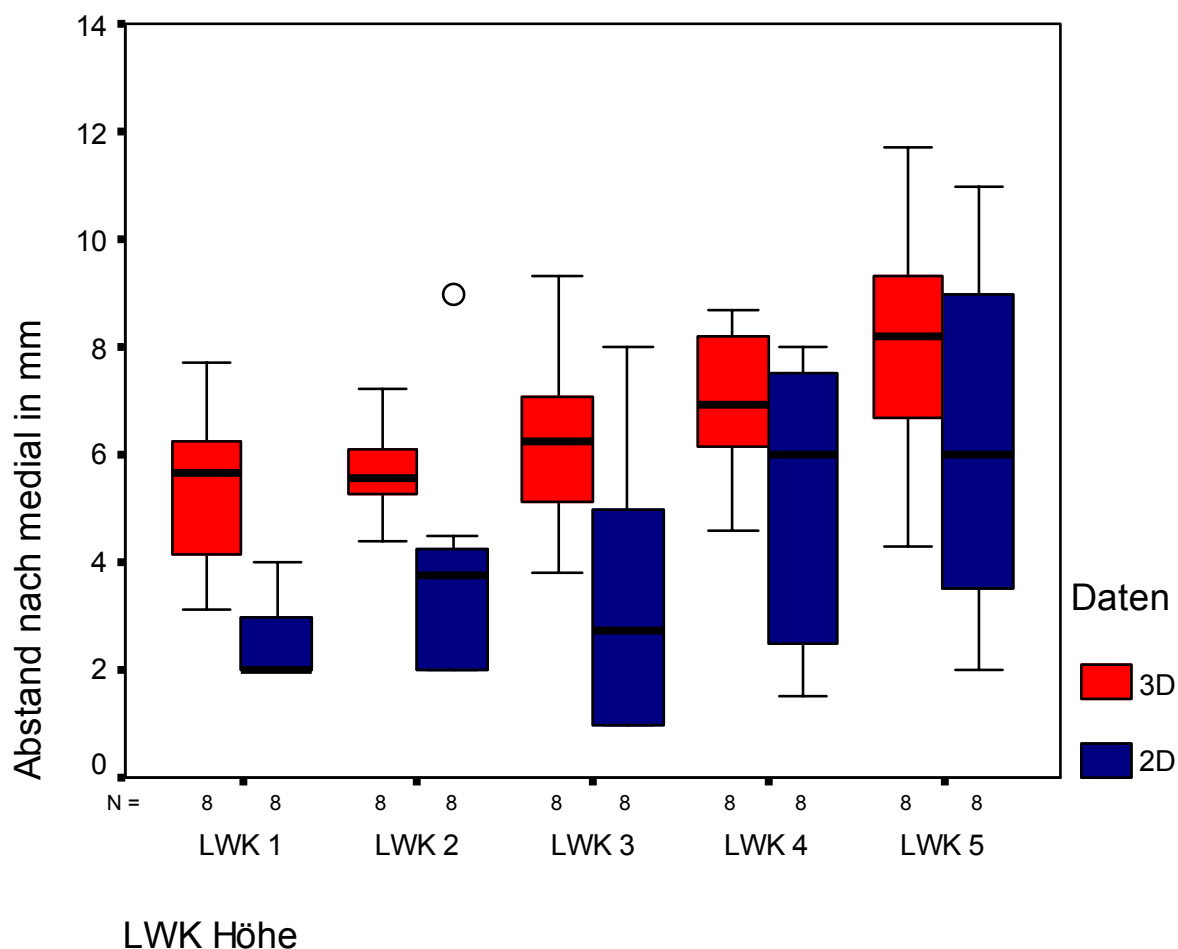


Abbildung 67: Darstellung des minimalen Abstandes nach medial der einzelnen Wirbelkörper mit einem signifikantem Unterschied ($< 0,005$) aller Wirbelkörper

Mit Hilfe der graphischen Darstellung, ist der bei der 3D-Methode bei jedem Wirbelkörper höher liegende Medianwert gut zuerkennen. Außerdem liegt lediglich mit Ausnahme von LWK1 die Interquartilsdistanz immer in einem engeren Intervall (Abb.67).

Für den direkt Vergleich der Mediane des minimalen Abstandes nach lateral ergibt sich ein ähnliches Bild. In Tabelle 6 sind die Mediane für den minimalen Abstand nach lateral der einzelnen Wirbelkörper beider Methoden aufgeführt.

Tabelle 6: Medianwerte des minimalen Abstandes pro Wirbelkörper nach lateral

Wirbelkörper	LWK 1	LWK 2	LWK 3	LWK 4	LWK 5
Median (3D)	4,8 mm	3,85 mm	5,1 mm	5,85 mm	7,05 mm
Median (2D)	3,25 mm	3,75 mm	4,0 mm	4,0 mm	3,0 mm

Mit Hilfe der Darstellung der Werte durch ein Boxplott (Abb.68), lässt sich auch für die minimalen Abstände nach lateral höher gelegene Mediane und engere Interquartilsdistanzen veranschaulichen.

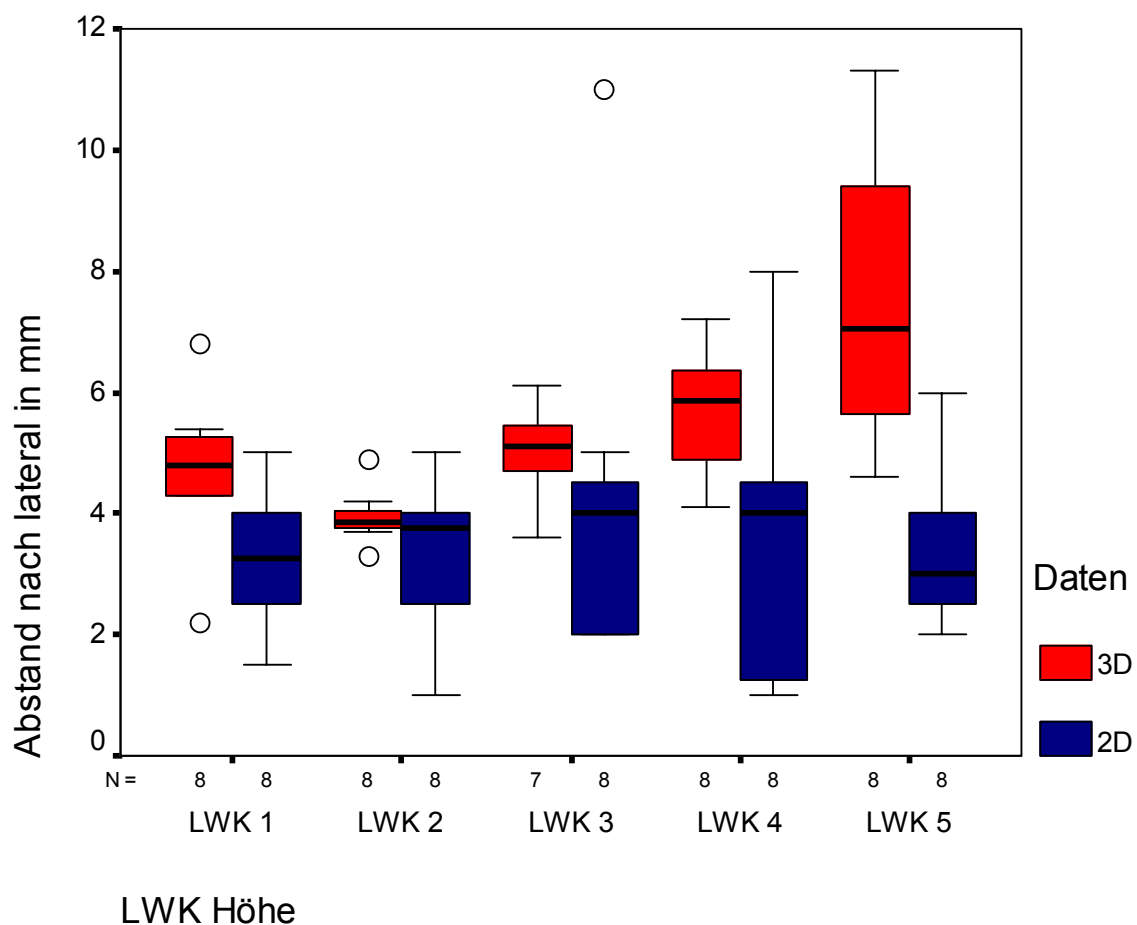


Abbildung 68: Darstellung des minimalen Abstandes nach lateral der einzelnen Wirbelkörper mit einem signifikanten Unterschied (<0,005) zwischen LWK 1, 3, 4 und 5

F) Diskussion

1.1. Gesamtüberblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die neue 3D-bildwandlergestützte Computernavigation und die 2D-bildwandlergestützten Computernavigation miteinander verglichen. Ziel der Arbeit war es, die Praktikabilität beider Methoden zu zeigen und die erwartete Verbesserung der Präzision und der Bildqualität bei der neuen 3D-bildwandlergestützten Computernavigation zu überprüfen und mögliche Fehlerquellen, als Basis für einen späteren Einsatz am Patienten zu erfassen.

Auf Grund der Auswertung der Ergebnisse der Abstandsmessungen mit Hilfe der CT-Scans (siehe [Kap.E:1.3.](#)) wird deutlich, dass sowohl die 2D-, als auch die 3D-bildwandlergestützte Computernavigation für die Pedikelschraubeninsertion geeignet sind.

Im Rahmen dieser Studie wurden insgesamt 80 Bohrungen zur Insertion von Pedikelschrauben in Kunststoffmodelle der Lendenwirbelsäule gesetzt. Bei beiden Versuchsreihen konnten jeweils 38 der 40 Bohrungen ohne eine Verletzung der Kortikalis gesetzt werden.

Die Auswertung der beiden Versuchsreihen zeigt einen signifikanten Unterschied beider Methoden (siehe [Kap.E:1.1](#)). Anhand der graphischen Darstellungen (Abb.67,68) wird deutlich, dass die Bohrungen, die mit der 3D-bildwandlergestützten Computernavigation platziert wurden einen signifikant größeren mittleren minimalen Abstand zum medialen und zum lateralen Rand der einzelnen Pedikel aufweisen. Das resultiert aus der Möglichkeit die Schrauben exakter in die Pedikelmittle platziert werden zu können und so den Schwankungsbereich möglichst klein zu halten. Gut zu erkennen ist auch, dass bei der 3D-bildwandlergestützten Computernavigation ein Minimalwert von 2mm nicht unterschritten wird.

Da die Streuung (Interquartilsdistanz) der minimalen Abstände bei der 3D-Computernavigation sowohl für die medialen als auch für die lateralen Abstände geringer ist, lässt sich zeigen, dass die Kontinuität der Ergebnisse bei der 3D-Computernavigation eher gewährleistet ist.

1.2. Fehlerbetrachtung

Diese Studie sollte die Praktikabilität beider bildwandlergestützten Computernavigationssysteme zeigen und mögliche Fehlerquellen herausfinden.

Bei der 2D-bildwandlergestützten Computernavigation besteht ein grundsätzliches Problem durch die fehlende Möglichkeit, einen Rundkörper korrekt durch 3 Durchleuchtungen abbilden zu können (siehe [Kap.F:1.3.](#)).

Bei der 3D Navigation waren die Fehler systemisch bedingt, d.h. zum einen waren noch bei der Software des Navigationssystems Fehler aufgetreten, zum anderen durch das Zusammenwirken eines Planungs- mit einem Chirurgenfehler (siehe [Kap.F:1.4.](#)).

Während der 1. Versuchsreihe hat sich gezeigt, dass das Bohren mit dem Pressluftbohrer CompactTM Air DriveII[®] der Firma Synthes[®] wegen den harten Materialeigenschaften der Kunststoffmodelle wesentlich sicherer als mit dem T-Handgriff der Firma Stratec Medical[®] ausgeführt werden konnte. Die Ursache dafür liegt darin, dass auf Grund des harten Materials die Bohrung per Hand nur schwer über den ganzen Zeitraum achsengerecht gehalten werden konnte. Der Pressluftbohrer erfordert keinen hohen Kraftaufwand und lässt sich dadurch wesentlich präziser am Kunststoffmodell führen. Die Bohrungen der 2. Versuchsreihe wurden alle mit dem referenzierten Pressluftbohrer durchgeführt.

Die Kunststoffmodelle lassen sich nur schwer bearbeiten und das Material bricht leicht. Sämtliche Bohrungen wurden daher bei der 3D-Bildwandlernavigation mit einem Luftdruckbohrer eingebracht. Da jedoch nur die Bohrmaschine vom System registriert wird, kann eine Abweichung der Bohrspitze von seiner Achse durch Verbiegung des Bohrers mitunter nicht wahrgenommen werden. Außerdem konnten wir in weiteren Versuchen zeigen, dass der Bohrer im Bohrfutter Spiel besitzt, was zur Folge hat, dass schon bei einem Bohrer von wenigen Zentimetern Länge Abweichungen entstehen können, die intraoperativ nicht erkannt werden.

Bei der Studie wurde versucht, die Planung unter möglichst realistischen Bedingungen durchzuführen, sodass sie im Falle einer Operation gut ausgeführt hätte werden können. So wurden markante Knochenstrukturen als Ausgangspunkte für die Bohrungen genommen, da diese bei einer Operation sicher auffindbar sind. Nicht immer konnte so der optimale Verlauf des Bohrkanals geplant werden. Das hatte bei manchen Planungen zur Folge, dass einzelne Bohrungen sehr nahe an der Kortikalis ausgeführt werden mussten. Es wurde zwar immer darauf geachtet, jede Bohrung innerhalb der Pedikel zu planen, doch reichte eine minimale Abweichung der Bohrung von der Planung bereits aus, um die Kortikalis zu verletzen.

1.3. 2D- Bildwandlernavigation

Der Kunststoff der Wirbelsäulenmodelle besitzt auf Grund seiner niedrigen Dichte eine hohe Röntgenstrahlendurchlässigkeit. Das hat zur Folge, dass Strukturen nicht optimal abgebildet werden und es dem Betrachter so erschwert wird, den genauen Eintrittspunkt und Bohrverlauf zu erkennen. Der Kontrast zwischen Material und Umgebung (in unserem Fall Luft) führt zu weichen verschwommenen Übergängen auf den Röntgenbildern. Manchmal ist deswegen eine eindeutige Strukturklärung nicht möglich gewesen. So wurde nicht immer der optimale, sondern der sichere, eindeutig identifizierbare Verlauf der Bohrung wählt.

Die Fehler wurden durch die fehlende Möglichkeit der korrekten Darstellbarkeit der ventralen Begrenzung verursacht, da bei der zweidimensionalen Darstellung runder Körper trotz drei Projektionen ein Schattenbereich entsteht, welcher in Abbildung 69 rot dargestellt wurde.

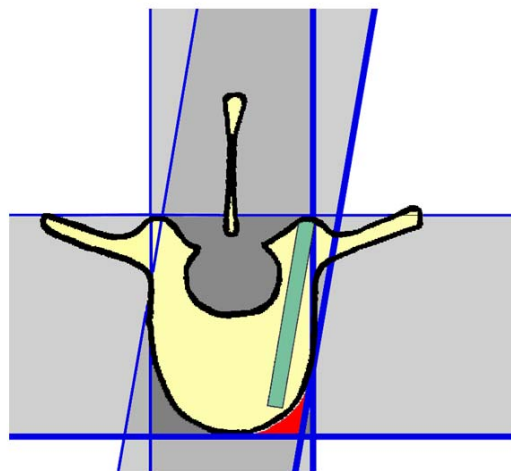


Abbildung 69: Strahlengänge der einzelnen Röntgenprojektionen; roter Bereich ist in keiner Projektion sicher zu beurteilen [93]

Wenn eine Bohrung in diesem Bereich endet, ist die ventrale Begrenzung des Wirbelkörpers nicht sicher zu erkennen.

Anfänglich ist während der ersten Versuchsreihe mehrmals das Problem aufgetreten, den T-Handgriff in der Länge nicht immer genau eichen zu können. Der Computer konnte bei den Kalibrierungsvorgängen manchmal die Bohrerlänge nicht genau bestimmen. Dieses Problem ist mittlerweile durch eine Aktualisierung der Software behoben.

1.4. 3D- Bildwandlernavigation

Da es sich bei dem Gerät, das für die Erprobung der 3D-bildwandlergestützten Computernavigation benutzt wurde um einen Prototypen gehandelt hat, waren in der α -Software des Systems noch Fehler aufgetreten. So wurde einmal die Planung falsch auf das Objekt projiziert und außerhalb der realen Gegebenheiten abgebildet. Erst nach der Neuordnung des Versuchsaufbaus und der somit verbundenen Verschiebung der Bildachse war dieser Fehler beseitigt (siehe [Kap.F:1.2.](#)). Der Fehler war nicht vorhersehbar (Abb.70) und wurde erst anhand weiterer Studien entdeckt.

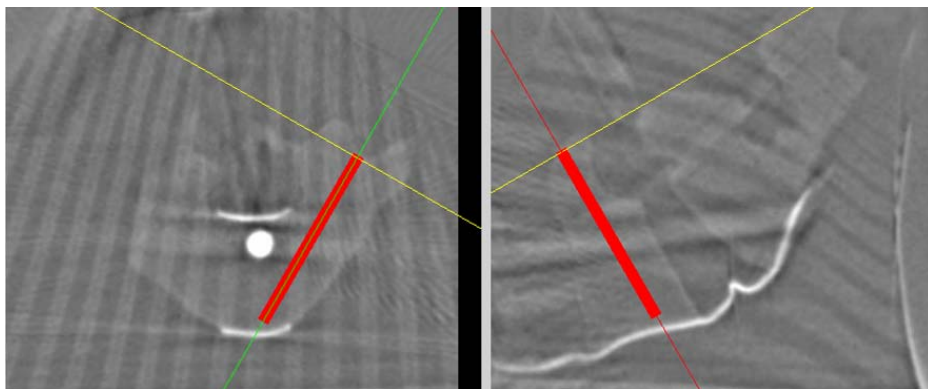


Abbildung 70: Screenshot der Planung

Der Fehler wurde verursacht, da im Falle eines Überschreiten eines bestimmten Winkels des Instrumentes (Bohrmaschine) zu einer von System selbst definierten Ebene, die Bildansicht sich automatisch um 180° dreht, d.h. die Abbildung wird spiegelbildlich dargestellt. In einem Fall, befand sich die Planung in der unmittelbaren Nähe dieses Winkels, sodass das System während der Bohrung immer zwischen den beiden Ansichten hin und her schaltete.

Zu der Fehlbohrung (Abb.71) war es gekommen, da sich zwar die Ansicht des Bildes, jedoch nicht die Ansicht der Planung gewendet hatte. Auf dem Spiegelbild wurde so die Planung von der Gegenseite angezeigt. Da in diesem Fall das zu bearbeitende Objekt im Zentrum des Monitors justiert wurde, ist diese Veränderung initial nicht aufgefallen. Erst mit weiteren Versuchen ist der genaue Hergang dieser Bohrung geklärt und das Problem an die zuständigen Softwareentwickler weitergegeben worden.



Abbildung 71: Photo der Fehlbohrung

Die zweite Fehlbohrung ist auf ein Zusammenspiel von chirurgischem und technischem Fehler zurückzuführen. Zum einen wurde die Planung sehr knapp am Rand der Kortikalis geplant (Abb.72), zum andern wurde der Bohrer von der Ausführenden Person nicht korrekt verwendet (siehe [Kap.F:1.2](#)). Während der Bohrung fiel auf, dass sich die Bohrerposition von der zuvor ausgeführten Planung unterschied.

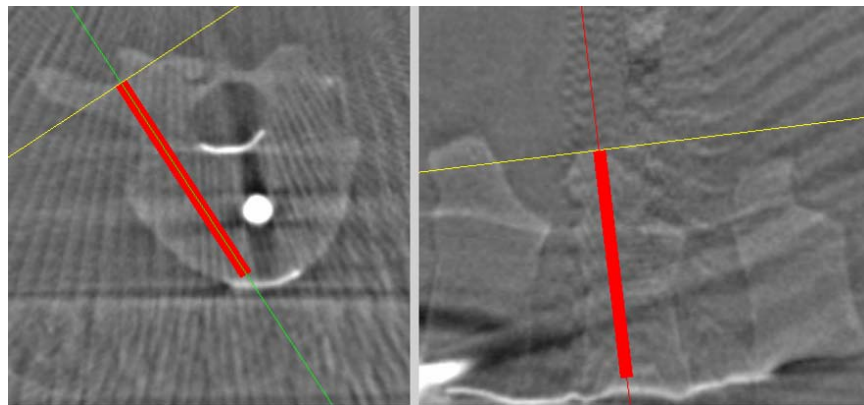


Abbildung 72: Planung der Bohrung (re) an LWK3 der LWS03

Daraufhin wurde der Bohrer aus dem Bohrkanal herausgezogen und die Bohrung erneut begonnen. Hierbei wurden Planung und Eintrittspunkt beibehalten. Bei der Bohrung wurde darauf geachtet, der Planung möglichst genau zu folgen.

Der Bohrer jedoch wurde, da die Kunststoffmodelle aus sehr hartem Material bestehen, in den alten Bohrkanal abgelenkt.



Abbildung 73: laterale Pedikelperforation an LWK 3 re

Da wie schon berichtet nur die Bohrmaschine von System registriert wird (siehe [Kap.F:1.2.](#)), ist es möglich, dass der tatsächliche Weg der Bohrspitze vom System nicht immer korrekt wiedergegeben werden kann. Korrekturen des Bohrkanals sind bereits nach einer geringen Eindringtiefe nur noch schwer möglich, da der Bohrkanal eine Art Führungsschiene darstellt. Auch dieser Fehler wurde an die verantwortlichen Systementwickler weitergegeben [94]. Die Lösung bieten die inzwischen entwickelten steifen referenzierten und damit navigierten Bohrhülsen, welche eine sichere Führung auch für biegbare Bohrer bietet (Abb.74).



Abbildung 74: li: Navigierte Bohrhülse mit Bohrern und den passenden Adapter

1.5. **Schlussfolgerung**

In der Literatur wird mehrfach über den erfolgreichen Einsatz der Computernavigation [13, 95] vor allem im Bereich der LWS berichtet [13, 32, 95], jedoch gerade bei komplizierten Oberflächenstrukturen und im Bereich der BWS [71, 87, 88, 96, 97] finden sich in der Literatur nur wenig positive Berichte [98]. Da zum Beispiel bei durch einen Tumor bedingten veränderten Wirbelsäulenstrukturen die Matchingprozedur der CT-gestützte Computernavigation manchmal fehlschlägt und außerdem einer intraoperativen Datenaktualisierung wünschenswert ist, stellt die bildwandlergestützte Computernavigation eine Alternative dar [24, 32, 71, 86, 88].

Die 2D-bildwandlergestützte Computernavigation hat bereits schon mehrfach gezeigt, dass sie zu einer Qualitätsverbesserung im Bereich der Pedikelschrauben Insertion führt [13, 95]. In der Literatur ist die Fehlerquote mit der der CT-gestützte Computernavigation vergleichbar [13, 21, 88, 90, 95, 99]. Deswegen haben wir die 2D-bildwandlergestützte Computernavigation gegen die neue 3D-bildwandlergestützte Computernavigation am Beispiel der Pedikelschraubeninsertion im Bereich der LWS getestet.

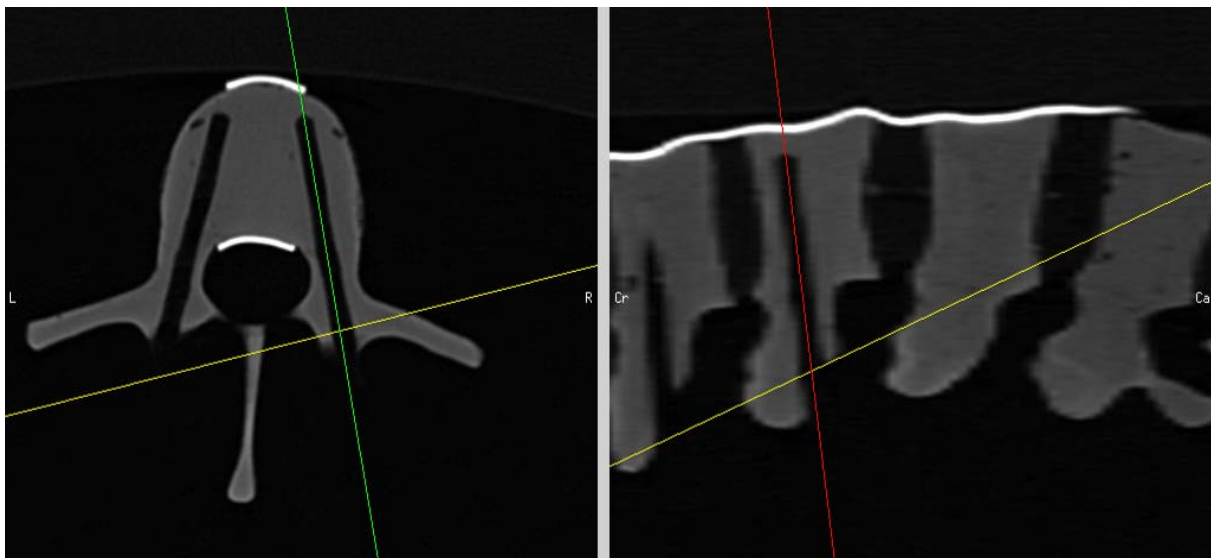


Abbildung 75: Screenshot: li: die symmetrische Lage beider Bohrungen; re: parallel zur Deckplatte verlaufende Bohrung

Beide Verfahren haben bewiesen, dass sie eine hohe Präzision und Zuverlässigkeit besitzen (Abb.75). Mit jeweils 95% korrekten Schraubenplatzierungen liegen beide Methoden weit unterhalb von der in der Literatur beschriebenen Fehlerquote. Optimierte Software und Instrumente werden die Fehlerquote noch weiter reduzieren. Es ist allerdings zu bemerken, dass die im Labor durchgeführten Versuche unter optimierten Bedingungen stattgefunden haben. Im

klinischen Einsatz ist durch die Weichteilschatten eine geringere Bildqualität vor allem bei der 2D-bildwandlergestützte Computernavigation zu erwarten und damit eine geringere Präzision besonders bei der 2D-bildwandlergestützte Computernavigation.

Der Vorteil beider Systeme liegt gegenüber der CT-basierten Computernavigation in dem Wegfall des präoperativen Zeitaufwandes und in dem Wegfall der Matchingprozedur [24, 33, 100]. Insbesondere bei traumatischer Verletzung oder tumorbedingter Veränderung der dorsalen Wirbelstrukturen erwarten wir dadurch ein erweitertes Anwendungsspektrum [5, 8, 11, 24, 101]. Gleichzeitig erwarten wir eine Reduzierung der Strahlenbelastung und die Möglichkeit einer schnellen und unkomplizierten Datenaktualisierung im OP [32, 33].

Voraussetzung für die 2D-bildwandlergestützte Computernavigation ist eine gute Bildqualität sowie normale anatomische Gegebenheiten für standardisierte Projektionen [88, 102]. Die 3D-bildwandlergestützte Computernavigation kombiniert die Vorteile der 2D-bildwandlergestützter Navigation und der CT- basierten Computernavigation. Sie ermöglicht dabei den Einsatz in akuten Notfallsituationen sowie nach intraoperativen Repositionsmanövern. Die von uns erwartete und in unserer Versuchsanordnung auch bestätigte erhöhte Strahlenbelastung gegenüber der 2D-Bildwandlernavigation wird in der Literatur nicht bestätigt und muss im weiteren Verlauf und im klinischen Einsatz beobachtet werden [88, 103, 104]. Ebenso scheint die von uns erwartete Verlängerung der OP-Zeit bei ersten Versuchen am Patienten nicht signifikant zu sein [88]. Zur Zeit ist aber erst ein kleiner Scanausschnitt, ein Kubus mit einer Kantenlänge von 12,5 cm, rekonstruierbar, was das Einsatzgebiet noch begrenzt.

Der statistisch-signifikante Unterschied der beiden Methoden verdeutlicht, dass mit Hilfe der 3D-bildwandlergestützte Computernavigation eine exaktere Platzierungen der Bohrungen ermöglicht wird. Besonders im Bereich der oberen BWS, werden damit von der 3D-Bildwandlernavigation deutliche Vorteile erwartet. Die Pedikelschraubeninsertion in diesem Bereich ist aufwendig und birgt viele Risiken [96, 97, 98, 105, 106], da eine seitliche Röntgen-Darstellung auf Grund der Schulter nur in äußerst begrenzter Bildqualität möglich ist. Damit ist in diesem Bereich die Anwendung der 2D-bildwandlergestützten Computernavigation weiter eingeschränkt.

Die 3D-bildwandlergestützte Computernavigation bietet hier die Möglichkeit der besseren Planung mit der exakteren Platzierung und so erwarten wir eine weitere Reduktion der Fehlplatzierungen.

G) Zusammenfassung

Ein Navigationssystem besteht aus dem chirurgischen bzw. therapeutischem Objekt, dem Patienten und einer Computereinheit mit dem virtuellen Objekt in Form einer 2D- oder 3D Darstellung. Die Verbindung zwischen beiden erfolgt durch das chirurgische Navigationssystem [16, 17, 45]. Das virtuelle Objekt ist eine Abbildung des therapeutisch chirurgischen Objektes, in einer 2D- oder 3D- Darstellung, am häufigsten basierend auf CT-Daten [16]. Aktuell setzt sich auch die Bilddatengewinnung mit Hilfe eines Bildwandlers immer mehr durch [5, 32, 33]. Die Vorteile der CT basierten Computernavigation liegen in seiner hohen möglichen Genauigkeit und der Möglichkeit, die Planung an einem 3D-Modell durchzuführen. Für den Chirurgen ist es außerdem eine Erleichterung, dass das virtuelle Objekt im 3D-Modell, intraoperativ in Form von beliebigen Schnittebenen dargestellt werden kann [4, 47, 107]. Diese folgen den Instrumenten und zeigen so immer den aktuellen Stand der Operation.

Die Nachteile der CT basierten Navigation liegen in dem für die präoperative Bilddatenverarbeitung und Planung benötigten Zeitaufwand und einer erhöhten Strahlenbelastung, wenn zusätzlich für die Navigation ein CT durchgeführt werden muss [24]. Ein weiterer Nachteil der CT basierten Navigation liegt in der aufwendigen und mit Fehlerquellen versehenen Matchingprozedur und der oftmals fehlenden Möglichkeit, während einer Operation ein neues CT zu erstellen, um so die eingetretenen Veränderungen wieder am virtuellem Objekt darstellen zu können. Dies ist nur in wenigen Kliniken möglich, da hierfür ein CT im Operationssaal zur Verfügung stehen muss [33, 100]. Um diese Probleme zu reduzieren, wurde die bildwandlergestützte Computernavigation entwickelt [24]. Diese Navigation besteht im Wesentlichen aus den Komponenten Infrarotkamera, Computereinheit und einem Bildwandler. Für die Navigation wird dieser Bildwandler lediglich mit LED's versehen, mit deren Hilfe der Computer über die Kamera die Lage des Bildwandlers im Raum erkennt.

Die Vorteile der 2D-bildwandlergestützten Computernavigation liegen in der universellen Einsetzbarkeit, da bei diesen Operationen ein Bildwandler immer benötigt wird [108]. Außerdem ist keine aufwendige Matchingprozedur wie bei der CT- basierten Computernavigation nötig, da das Matching während der Durchleuchtung inhärent geschieht. So ist es jederzeit möglich, während der OP durch neue Aufnahmen das virtuelle Objekt zu aktualisieren. Dadurch, dass präoperativ keine Bildverarbeitung notwendig ist, entfällt der erhöhte präoperative Zeitaufwand. Nachteilig für den Operateur ist das Fehlen der Darstellung von Schnittebenen während der Operation sowie die eingeschränkte Bildqualität.

Der Iso-C 3D unterscheidet sich von herkömmlichen Bildwandlern in erster Line in zwei Punkten. Zum einen wurde der Rotationswinkel des C-Bogens von den allgemein üblichen 115° auf 190° erweitert und zum zweiten dreht dieser Bogen exakt um ein Zentrum, so dass es möglich ist, ein im Zentrum liegendes Objekt von jeder Seite zu durchleuchten. Das ermöglicht es, aus einer Serie von mehreren Aufnahmen ein 3D-Modell zu rekonstruieren. Bei einem Scanvorgang werden 100 Einzelaufnahmen erstellt, die dann im Anschluss am Computer zu einer 3D-Rekostruktion verrechnet werden. Die Einzelaufnahmen sind während und nach dem Scan einzeln am Monitor des Bildwandlers einzusehen.

Mit Hilfe der Rekonstruktion und in Kombination mit dem Navigationsgerät ist es möglich, an diesem virtuellen Modell eine Planung für die Operation vorzunehmen und zu navigieren.

Die Vorteile dieser 3D-Bildwandlernavigation liegen auch hier in dem Wegfall des von der CT basierten Computernavigation bekannten Matchingverfahrens und in der Möglichkeit, wie bei der 2D-bildwandlergestützten Computernavigation jederzeit ein Update im OP durchführen zu können. Es besteht die Möglichkeit einer 3D-Rekonstruktion mit dem Vorteil der schon von der CT basierten Navigation bekannten Darstellung von Schnittebenen.

Die Nachteile liegen in der eingeschränkten Größe des rekonstruierbaren Scanausschnitts, ein Kubus mit einer Kantenlänge von 12,5 cm.

Beide bildwandlergestützten Verfahren überzeugen durch hohe Präzision und Zuverlässigkeit. 3 der 4 Fehlplatzierungen waren Anwender-, bzw. Software- bedingt. Optimierte Software und Instrumente werden diese Fehlerquote weiter reduzieren.

Voraussetzung für die 2D-bildwandlergestützte Navigation ist eine gute Bildqualität sowie normale anatomische Gegebenheiten für standardisierte Projektionen. Die neue 3D-bildwandlergestützte Navigation kombiniert die Vorteile der 2D-bildwandlergestützten Navigation und der CT- basierten Navigation. Durch den Wegfall des präoperativen CT ermöglicht es so den Einsatz im akuten Notfall sowie nach intraoperativen Repositionsmanövern. Da kein manuelles Matching erforderlich ist, ist insbesondere bei traumatischer Verletzung oder tumorbedingter Veränderung der dorsalen Wirbelstrukturen ein großer Vorteil zur CT- basierten Navigation zu erwarten. Unsere Studie konnte zeigen, dass mit Hilfe der 3D-bildwandlergestützten Computernavigation die Pedikelschrauben signifikant besser platziert werden konnten. Somit bietet die 3D-bildwandlergestützte Computernavigation vor allem bei komplexeren Aufgaben, bei denen eine exakte Platzierung von Schrauben unbedingt notwendig ist, dem Operateur ein weiteres Hilfsmittel die Quote der Fehlplatzierungen weiter zu senken.

H) Zukunftsausblick

Da es zur Zeit mehrere unterschiedliche Arten der Computernavigation auf dem Markt gibt, wird es in Zukunft eine der vordringlichsten Aufgaben sein, die Kriterien der Indikation für die verschiedenen Navigationssysteme zu erarbeiten. Jedes einzelne der Systeme hat seine Vorteile, aber auch seine Grenzen, wichtig ist daher die genaue Ausarbeitung der einzelnen Indikationskriterien. Da sich die Stärken und Schwächen einzelner Systeme ergänzen ist außerdem darüber nachzudenken, ob einzelne Systeme nicht kombiniert werden können. Erste Ansätze werden derzeit in Form von bildwandlergestützten Matchingverfahren mit dem Abgleich auf einem bestehenden CT-Datensatz unternommen. Ebenso gibt es Ansätze CT-Datensätze mit MRT-Datensätze in der präoperativen Planung zu kombinieren. Die einzelnen Systeme müssen jedoch noch optimiert und in ihrer Anwendung vereinfacht werden.

Die Aufgabe dieser Studie war es, Erfahrungen mit zwei dieser Systeme zu sammeln und die Risiken und Grenzen der Systeme zu eruieren.

Auf Grund der Erkenntnisse dieser beiden Versuchsreihen konnten wir einige Grenzen des Systems erkennen und so einen sichereren Einsatz in der Klinik vorbereiten.

In wie weit sich jedoch diese Verfahren im klinischen Alltag bewähren, müssen noch weitere Studien und weitere Evaluationen mit größerer Stückzahl zeigen.

Erst mit weiteren Daten wird es möglich sein die Indikation der einzelnen Systeme genauer definieren zu können und somit die Präzision, in diesem Fall der Pedikelschraubeninsertion dauerhaft weiter zu erhöhen.

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. N. P. Haas, mir die Promotion an seiner Klinik unter sehr guten Bedingungen ermöglicht zu haben.

Ich danke meinem Doktorvater Herrn PD Dr. U. Stöckle für die Betreuung und sehr gute Förderung meiner Arbeit, sowie der enormen Geduld die er für mich aufgebracht hat.

Ein besonderes Dankeschön an Prof. L.-P. Nolte und an sein Team im Maurice E. Müller-Institutes der Universität Bern, für die hervorragende und unkomplizierte Zusammenarbeit, für die äußerst interessanten Erfahrungen und Einblicke die ich während unseres Aufenthaltes in der Schweiz machen durfte.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. B. König für seine intensive Fürsorge und dafür, dass er mir jederzeit mit persönlicher Unterstützung und Beratung zur Seite stand sowie das Vertrauen dass er in mich gesetzt hat.

Ein ganz besonderes, herzliches Dankeschön geht an meine Eltern die mich das ganze Studium unterstützt haben, mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen und so diese Promotion überhaupt erst ermöglicht haben.

Literaturverzeichnis

Textquellen

- [1] L.Kosolowski, K-A.Bushe, T.Junginger, K.Schwemmle (1999): Die Chirurgie 4., Schattauer, ISBN: 3-7945-1500-5.
- [2] Mutschler, W. und Haas, N. P. (1999): Praxis der Unfallchirurgie, Thieme, ISBN: 3-13-101151-3.
- [3] Bastian, L.; Knop, C.; Lange, U. und Blauth, M. (1999): Transpedikuläre Implantation von Schrauben im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule - Ergebnisse einer Umfrage zur Technik sowie Art und Häufigkeit von Komplikationen, Orthopäde 28, Seite 693-702.
- [4] Berlemann, U.; Monin, D.; Arm, E.; Nolte, L. P. und Ozdoba, C. (1997): Planning and insertion of pedicle screws with computer assistance, J Spinal Disord 10 [2], Seite 117-24. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9113610
- [5] Berlemann, U.; Heini, P.F. und Nolte, L. P. (2000): Flouroskopie-basierte Navigation der Pekikelschrauben-Insertion - Systemevaluation und erste klinische Erfahrungen, Akt. Traumatologie 30, Seite 132-135.
- [6] Ebraheim, NA.; Klausner, T.; Xu, R. und Yeasting, RA. (1998): Safe Lateral-Mass Screw in the Roy-Camille and Magerl Techniques, Spine 26 [16], Seite 1739-1742.
- [7] Merloz, P.; Tonetti, J.; Pittet, L.; Coulomb, M.; Lavallee, S. und Sautot, P. (1998): Pedicle screw placement using image guided techniques, Clin Orthop [354], Seite 39-48. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9755762
- [8] Gertzbein, S. D. und Robbins, S. E. (1990): Accuracy of pedicular screw placement in vivo, Spine 15 [1], Seite 11-4. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=2326693
- [9] Jerosch, J.; Malms, J.; Castro, W. H.; Wagner, R. und Wiesner, L. (1992): [Accuracy of pedicle screws following instrumented dorsal fusion of the lumbar spine], Z Orthop Ihre Grenzgeb 130 [6], Seite 479-83. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=1492451
- [10] Vaccaro, A.R.; Rizzolo, S.J.; Balderston, R.A.; Allardyce, T.J.; Garfin, S.R.; Dolinskas, C. und An, H.S. (1995): Placement of Pedicle Screws in the thoracic spine. Part II: An anatomical and radiographic assessment, J Bone Surg 77, Seite 1200-1206.

- [11] Castro, W. H.; Halm, H.; Jerosch, J.; Malms, J.; Steinbeck, J. und Blasius, S. (1996): Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae, Spine 21 [11], Seite 1320-4. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8725923
- [12] Laine, T.; Schlenzka, D.; Makitalo, K.; Tallroth, K.; Nolte, L. P. und Visarius, H. (1997): Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. A prospective clinical trial of 30 patients, Spine 22 [11], Seite 1254-8. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9201865
- [13] Laine, T.; Lund, T.; Ylikoski, M.; Lohikoski, J. und Schlenzka, D. (2000): Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients, Eur Spine J 9 [3], Seite 235-40; discussion 241. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10905443
- [14] Schlenzka, D.; Laine, T. und Lund, T. (2000): [Computer-assisted spine surgery: principles, technique, results and perspectives], Orthopade 29 [7], Seite 658-69. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10986712
- [15] Merloz, P.; Tonetti, J.; Pittet, L.; Coulomb, M.; Lavallee, S.; Troccaz, J.; Cinquin, P. und Sautot, P. (1998): Computer-assisted spine surgery, Comput Aided Surgery 3 [6], Seite 297-305. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10379979
- [16] Nolte, L-P. und Langlotz, F. (1999): Intraoperative Navigationssysteme, Trauma Berufskrankh 1, Seite 108-115.
- [17] Berlemann, U.; Slomoczykowski, M.; Langlotz, F. ; Hofstetter, R. ; Sati, M.; Visarius, H. und Nolte, L-P. (1999): Computerassistenz in der Orthopädischen Chirurgie, Sportorthopädie-Sporttraumatologie 15.3, Seite 155-159.
- [18] Nolte, L-P.; Visarius, H.; Langlotz, F.; Schwarzenbach, O.; Berlemann, U. und Rohrer, U. (1996): Computer Assisted Spine Surgery -A Generalized Concept and Early Clinical Experience-, Computer Aided Surgery 3 [1], Seite 1-6.
- [19] Schlenzka, D. (1999): Klinische Erfahrungen bei der Anwendung eines Navigationssystems in der Wirbelsäulenchirurgie, Trauma Berufskrankh 1, Seite 116-119.
- [20] Vaccaro, A.R.; Rizzolo, S.J.; Allardyce, T.J.; Ramsey, M.; Salvo, J.; Balderston, R.A. und Cotler, J.M. (1995): Placement of Pedicle Screws in the thoracic spine. Part I: Morphometric Analysis of the thoracic vertebrae, J Bone Surg 77, Seite 1193-1199.

- [21] Kamimura, M.; Ebara, S.; Itoh, H.; Tateiwa, Y.; Kinoshita, T. und Takaoka, K. (1999): Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study, J Orthop Sci 4 [3], Seite 197-206. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10370161
- [22] Gunkel, A. R.; Thumfart, W. F. und Freysinger, W. (2000): [Computer-aided 3D-navigation systems. Survey and location determination], Hno 48 [2], Seite 75-90. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10663056
- [23] Kandel, E. I. und Schavinsky, Y. V. (1972): Stereotaxic apparatus and operations in Russia in the 19th century, J Neurosurg 37 [4], Seite 407-11. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=4560951
- [24] Hofstetter, R.; Slomczykowski, M.; Sati, M. und Nolte, L. P. (1999): Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation, Comput Aided Surg 4 [2], Seite 65-76. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10494136
- [25] Horsley, V. und Clark, R.H. (1906): The structure and Funktionen of the cerebellum examined by a new method Seite 45-83.
- [26] Nolte, L-P.; Visarius, H. und Zamorano, L. (1994): A pilot study about computer assisted spine surgery, J.Biomed. Tech. 39, Seite 260-261.
- [27] Nolte, L. P.; Zamorano, L. J.; Jiang, Z.; Wang, Q.; Langlotz, F. und Berlemann, U. (1995): Image-guided insertion of transpedicular screws. A laboratory set-up, Spine 20 [4], Seite 497-500. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=7747237
- [28] Kosugi, Y. ; Watanabe, E. ; Goto, J. und al., Et (1988): An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images, IEEE Trans Biomed Eng 35, Seite 147-152.
- [29] Mehdorn, H. M.; Schrader, B.; Nabavi, A. und Hempelmann, R. (2000): [Neuronavigation in the region of the skull base], Laryngorhinootologie 79 [7], Seite 404-11. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11005093
- [30] Vorbeck, F.; Cartellieri, M.; Ehrenberger, K. und Imhof, H. (1998): Experiences in Intraoperative Computer-Aided Navigation in ENT Sinus Surgery with the Aesculap Navigation System, Computer Aided Surgery 3, Seite 306-311.

- [31] Foley, K. T.; Simon, D. A. und Rampersaud, Y. R. (2001): Virtual fluoroscopy: computer-assisted fluoroscopic navigation, Spine 26 [4], Seite 347-51. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11224880
- [32] Nolte, L. P.; Slomczykowski, M. A.; Berlemann, U.; Strauss, M. J.; Hofstetter, R.; Schlenzka, D.; Laine, T. und Lund, T. (2000): A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation, Eur Spine J 9 Suppl 1, Seite S78-88. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10766062
- [33] **Hofstetter, R. (1996): Integration of the fluoroscope into a generalized concept of computer aided surgery, Diplomarbeit M.E. Müller Institute for Biomechanics Univ. Bern, Bern, Diplomarbeit**
- [34] Borner, M.; Bauer, A. und Lahmer, A. (1997): [Computer-assisted robotics in hip endoprosthesis implantation], Unfallchirurg 100 [8], Seite 640-5. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9381212
- [35] Borner, M.; Bauer, A. und Lahmer, A. (1997): [Computer-guided robot-assisted hip endoprosthesis], Orthopade 26 [3], Seite 251-7. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9198799
- [36] Birke, A.; Reichel, H.; Hein, W.; Schietsch, U.; Hube, R.; Bernstein, A. und Kruger, T. (2000): [ROBODOC--a path into the future of hip endoprosthetics or an investment error?], Z Orthop Ihre Grenzgeb 138 [5], Seite 395-401. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11084738
- [37] Okoniewski, M.; Birke, A.; Schietsch, U.; Thoma, M. und Hein, W. (2000): [Early results of a prospective study in patients with computer-assisted femur shaft preparation in total hip endoprosthesis implantation (Robodoc system)--indications, outcome, complications], Z Orthop Ihre Grenzgeb 138 [6], Seite 510-4. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11199416
- [38] Brandt, G.; Radermacher, K.; Zimolong, A.; Rau, G.; Merloz, P.; Klos, T. V.; Robb, J. und Staudte, H. W. (2000): [CRIGOS: development of a compact robot for image-guided orthopedic surgery], Orthopade 29 [7], Seite 645-9. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10986710
- [39] Kazanzides, P.; BD., Mittelstadt.; Musits, BL und Bargar, WL (1995): Computer assisted medical interventions, IEEE Engineering in Medicine and Biology 14, Seite 307-313.

- [40] O'Toole, R. V., 3rd; Jaramaz, B.; DiGioia, A. M., 3rd; Visnic, C. D. und Reid, R. H. (1995): Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopaedics, *Comput Biol Med* 25 [2], Seite 183-91. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=7554836
- [41] Jaramaz, B.; DiGioia, A. M., 3rd; Blackwell, M. und Nikou, C. (1998): Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement, *Clin Orthop* [354], Seite 70-81. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9755766
- [42] Börner, M. und Wiesel, U. (1999): Einsatz computerunterstützter Verfahren in der Unfallchirurgie, *Trauma Berufskrankh* 1, Seite 85-90.
- [43] Ho, SC; Hibberd, RD und Davies, BL (1995): Robot assisted knee surgery, *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 14, Seite 292-299.
- [44] Cinquin, P. (1996): [Medical imaging and computer-assisted interventions], *Rev Prat* 46 [3], Seite 319-23. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8815509
- [45] Berlemann, U.; Langlotz, F.; Langlotz, U. und Nolte, L. P. (1997): [Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications], *Orthopade* 26 [5], Seite 463-9. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9312705
- [46] Amiot, L. P.; Labelle, H.; DeGuise, J. A.; Sati, M.; Brodeur, P. und Rivard, C. H. (1995): Computer-assisted pedicle screw fixation. A feasibility study, *Spine* 20 [10], Seite 1208-12. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=7638668
- [47] Thumfart, W. F.; Freysinger, W.; Gunkel, A. R. und Truppe, M. J. (1997): 3D image-guided surgery on the example of the 5,300-year-old Innsbruck Iceman, *Acta Otolaryngol* 117 [2], Seite 131-4. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9105432
- [48] Burkey, B. B.; Speyer, M. T.; Maciunas, R. J.; Fitzpatrick, J. M.; Galloway, R. L., Jr. und Allen, G. S. (1998): Sublabial, transseptal, transsphenoidal approach to the pituitary region guided by the ACUSTAR I system, *Otolaryngol Head Neck Surg* 118 [2], Seite 191-4. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9482551

- [49] Zhu, X. L.; Hamel, W.; Schrader, B.; Weinert, D.; Hedderich, J.; Herzog, J.; Volkmann, J.; Deuschl, G.; Muller, D. und Mehdorn, H. M. (2002): Magnetic resonance imaging-based morphometry and landmark correlation of basal ganglia nuclei, *Acta Neurochir (Wien)* 144 [10], Seite 959-69; discussion 968-9. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12382123
- [50] Tonus, C.; Strassmann, G.; Debertshauser, D.; Kolotas, C.; Walter, S.; Zamboglou, N. und Nier, H. (2001): [Intraoperative radiotherapy--progress with a CT-assisted navigation system], *Chirurg* 72 [6], Seite 731-5. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11469096
- [51] Tonus, C.; Debertshauser, D.; Strassmann, G.; Kolotas, C.; Walter, S.; Zamboglou, N. und Nier, H. (2001): CT-based navigation systems for intraoperative radiotherapy using the afterloading-flap technique, *Dig Surg* 18 [6], Seite 470-4. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11799298
- [52] Wong, G. K.; Poon, W. S. und Lam, M. K. (2001): The impact of an armless frameless neuronavigation system on routine brain tumour surgery: a prospective analysis of 51 cases, *Minim Invasive Neurosurg* 44 [2], Seite 99-103. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11487794
- [53] Freysinger, W.; Gunkel, A. R.; Bale, R.; Vogele, M.; Kremser, C.; Schon, G. und Thumfart, W. F. (1998): Three-dimensional navigation in otorhinolaryngological surgery with the viewing wand, *Ann Otol Rhinol Laryngol* 107 [11 Pt 1], Seite 953-8. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9823845
- [54] Freysinger, W.; Truppe, M. J.; Gunkel, A. R. und Thumfart, W. F. (2002): [Stereotactic telepresence in otorhinolaryngologic surgery], *Hno* 50 [5], Seite 424-32. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12089809
- [55] Gunkel, A. R.; Vogele, M.; Martin, A.; Bale, R. J.; Thumfart, W. F. und Freysinger, W. (1999): Computer-aided surgery in the petrous bone, *Laryngoscope* 109 [11], Seite 1793-9. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10569409
- [56] Gunkel, A. R.; Freysinger, W. und Thumfart, W. F. (1997): Computer-assisted surgery in the frontal and maxillary sinus, *Laryngoscope* 107 [5], Seite 631-3. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9149165

- [57] Vogele, M.; Freysinger, W.; Bale, R.; Gunkel, A. R. und Thumfart, W. F. (1997): [Use of the ISG viewing wand on the temporal bone. A model study], Hno 45 [2], Seite 74-80. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9173073
- [58] Rombaux, P.; Ledeghen, S.; Hamoir, M.; Bertrand, B.; Eloy, P.; Coche, E. und Caversaccio, M. (2003): Computer assisted surgery and endoscopic endonasal approach in 32 procedures, Acta Otorhinolaryngol Belg 57 [2], Seite 131-7. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12836470
- [59] Caversaccio, M.; Bachler, R.; Ladrach, K.; Schroth, G.; Nolte, L. P. und Hausler, R. (2000): Frameless computer-aided surgery system for revision endoscopic sinus surgery, Otolaryngol Head Neck Surg 122 [6], Seite 808-13. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10828791
- [60] Caversaccio, M.; Nuyens, M.; Bachler, R.; Ladrach, K.; Schroth, G.; Nolte, L. und Hausler, R. (1999): [Surgery of the skull base and paranasal sinuses assisted by a computerized navigation system without external orientation support], Acta Otorrinolaryngol Esp 50 [5], Seite 392-7. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10491477
- [61] Grevers, G.; Menauer, F.; Leunig, A.; Caversaccio, M. und Kastenbauer, E. (1999): [Navigation surgery in diseases of the paranasal sinuses], Laryngorhinootologie 78 [1], Seite 41-6. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10080128
- [62] Holzknecht, N.; Helmberger, T.; Schoepf, U. J.; Ertl-Wagner, B.; Kulinna, C.; Stabler, A. und Reiser, M. (2001): [Evaluation of an electromagnetic virtual target system (CT-guide) for CT-guided interventions], Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 173 [7], Seite 612-8. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11512233
- [63] Bale, R. J.; Freysinger, W.; Gunkel, A. R.; Vogele, M.; Sztankay, A.; Auer, T.; Eichberger, P.; Martin, A.; Auberger, T.; Scholtz, A. W.; Jaschke, W.; Thumfart, W. F. und Lukas, P. (2000): Head and neck tumors: fractionated frameless stereotactic interstitial brachytherapy-initial experience, Radiology 214 [2], Seite 591-5. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10671617
- [64] Bale, R. J.; Vogele, M.; Martin, A.; Auer, T.; Hensler, E.; Eichberger, P.; Freysinger, W.; Sweeney, R.; Gunkel, A. R. und Lukas, P. H. (1997): VBH head holder to improve frameless stereotactic brachytherapy of cranial tumors, Comput Aided Surg 2 [5], Seite 286-91. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9484589

- [65] DiGioia, A. M., 3rd (1998): What is computer assisted orthopaedic surgery?, Clin Orthop [354], Seite 2-4. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9755757
- [66] DiGioia, A. M., 3rd; Jaramaz, B. und Colgan, B. D. (1998): Computer assisted orthopaedic surgery. Image guided and robotic assistive technologies, Clin Orthop [354], Seite 8-16. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9755759
- [67] Bernsmann, K.; Rosenthal, A.; Sati, M.; Ansari, B. und Wiese, M. (2001): [Using the CAS (computer-assisted surgery) system in arthroscopic cruciate ligament surgery--adaptation and application in clinical practice], Z Orthop Ihre Grenzgeb 139 [4], Seite 346-51. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11558054
- [68] Dessenne, V.; Lavallee, S.; Julliard, R.; Orti, R.; Martelli, S. und Cinquin, P. (1995): Computer-assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction: first clinical tests, J Image Guid Surg 1 [1], Seite 59-64. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9079428
- [69] Sati, M.; de Guise, J. A. und Drouin, G. (1997): Computer assisted knee surgery: diagnostics and planning of knee surgery, Comput Aided Surg 2 [2], Seite 108-23. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9292263
- [70] Sati, M.; Staubli, H.; Bourquin, Y.; Kunz, M. und Nolte, L. P. (2002): Real-time computerized in situ guidance system for ACL graft placement, Comput Aided Surg 7 [1], Seite 25-40. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12173878
- [71] Gebhard, F.; Kinzl, L.; Hartwig, E. und Arand, M. (2003): [Navigation von Tumoren und Metastasen im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule], Unfallchirurg 106 [11], Seite 949-55. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14634739
- [72] Benninghoff (1994): 8 Spezieller Bewegungsapparat 1, Anatomie, Urban & Schwarzenberg, ISBN: 3-541-00245-x.
- [73] Lippert (1996): 2. Leibeswand, Lehrbuch Anatomie, Urban & Schwarzenberg, ISBN: 3-541-10064-8.
- [74] Häring, R. und Zilich, H. (1986): Chirurgie des Bewegungsapparates, Lehrbuch Chirurgie, de Gruyter, ISBN: 3-11-009657-9.

- [75] Berchtold (2001): Verletzungen der Wirbelsäule, 4. Auflage, Chirurgie, Urban & Fischer, ISBN: 3-437-41926-x.
- [76] Colton, CL.; DellÓca, AF.; Holz, U.; Kellam, JF. und Ochsner, PE AO Principles of Fracture Management, Georg Thieme Verlag, ISBN: 3-13117441-2 (GTV).
- [77] Schlenzka, D.; Laine, T. und Lund, T. (2000): Computer-assisted spine surgery, Eur Spine J 9 Suppl 1, Seite 57-64. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10766059
- [78] Ross, P. D. (1996): Osteoporosis. Frequency, consequences, and risk factors, Arch Intern Med 156 [13], Seite 1399-411. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8678708
- [79] Melton, L. J., 3rd (1995): How many women have osteoporosis now?, J Bone Miner Res 10 [2], Seite 175-7. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=7754796
- [80] Kanis, J. A. (2002): Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk, Lancet 359 [9321], Seite 1929-36. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12057569
- [81] George, D. C.; Krag, M. H.; Johnson, C. C.; Van Hal, M. E.; Haugh, L. D. und Grobler, L. J. (1991): Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae, Spine 16 [2], Seite 181-4. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=2011773
- [82] Kim, KD.; Johnson, JP.; Bloch, O. und Masciopinto, JE. (2001): Computer-Assisted Thoracic Pedicle Screw Placement, Spine 26 [4], Seite 360-363.
- [83] Bühler, D. W.; Berlemann, U.; Oxland, T. R. und Nolte, L. P. (1998): Moments and forces during pedicle screw insertion. In vitro and in vivo measurements, Spine 23 [11], Seite 1220-7; discussion 1228. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9636975
- [84] Kumar, N.; Wild, A.; Webb, JK. und Aebi, M. (2000): Hybrid computer-guided and minimally open Surgery: anterior lumbar interbody fusion and translaminar screw fixation, Eur Spine J 9, Seite 71-77.
- [85] Birnbaum, K.; Schkommodau, E.; Decker, N.; Prescher, A.; Klapper, U.; Radermacher, K. und 365-370, SPINE 2001 26;4: (2001): Computer-Assisted Orthopedic Surgery With Individual Templates and Comparison to Conventional Operation Method, Spine 26 [4], Seite 365-370.

- [86] Stöckle, U.; König, B.; Schaser, K.; Melcher, I. und Haas, N. P. (2003): [CT- und fluoroskopiebasierte Navigation in der Beckenchirurgie], Unfallchirurg 106 [11], Seite 914-20. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14634734
- [87] Arand, M.; Schempf, M.; Hebold, D.; Teller, S.; Kinzl, L. und Gebhard, F. (2003): [Präzision der navigationsgestützten Chirurgie an der Brust- und Lendenwirbelsäule], Unfallchirurg 106 [11], Seite 899-906. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14634732
- [88] Wendl, K.; Von Recum, J.; Wentzensen, A. und Grutzner, P. A. (2003): [Iso-C3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS], Unfallchirurg 106 [11], Seite 907-13. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14634733
- [89] Slomczykowski, M.; Hofstetter, R.; Burquin, I.; Nolte, L. P. und Synder, M. (1998): [The method of computer-assisted orthopedic surgery based on two-dimensional fluoroscopy: the principles of action], Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol 63 [5], Seite 443-50. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10093388
- [90] Schwarzenbach, O.; Berlemann, U.; Jost, B.; Visarius, H.; Arm, E.; Langlotz, F.; Nolte, L. P. und Ozdoba, C. (1997): Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis, Spine 22 [4], Seite 452-458. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9055375
- [91] Amiot, L. P.; Lang, K.; Putzier, M.; Zippel, H. und Labelle, H. (2000): Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine, Spine 25 [5], Seite 606-14. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10749638
- [92] Kendoff, D.; Geerling, J.; Mahlke, L.; Citak, M.; Kfuri, M., Jr.; Hufner, T. und Krettek, C. (2003): [Navigierte Iso-C3D-basierte Anbohrung einer osteochondralen Läsion des Talus], Unfallchirurg 106 [11], Seite 963-7. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14634741
- [93] Berth, U.; Schäffler, A.; Scholz, M.; König, B.; Stöckle, U. und Haas, N. P. (2001): Optimierung der C-Arm Navigation für die Pedikelschraubeninsertion an der Lendenwirbelsäule, Unfallsymposium, Köln.
- [94] Hüfner, T.; Gänsslen, A.; Geerling, J.; Pohlemann, T.; Rosenthal, H. und Krettek, C. (2001): Accuracy analysis of CAS controlled drilling, Computer assisted orthopaedic surgery, DAVOS.

- [95] Rampersaud, Y. R.; Simon, D. A. und Foley, K. T. (2001): Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement, *Spine* 26 [4], Seite 352-959. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11224881
- [96] Heary, R. F.; Bono, C. M. und Black, M. (2004): Thoracic pedicle screws: postoperative computerized tomography scanning assessment, *J Neurosurg* 100 [4 Suppl], Seite 325-31. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=15070139
- [97] Richter, M.; Mattes, T. und Cakir, B. (2004): Computer-assisted posterior instrumentation of the cervical and cervico-thoracic spine, *Eur Spine J* 13 [1], Seite 50-9; discussion 60. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14634850
- [98] Carbone, J. J.; Tortolani, P. J. und Quartararo, L. G. (2003): Fluoroscopically assisted pedicle screw fixation for thoracic and thoracolumbar injuries: technique and short-term complications, *Spine* 28 [1], Seite 91-7. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12544964
- [99] Laine, T.; Makitalo, K.; Schlenzka, D.; Tallroth, K.; Poussa, M. und Alho, A. (1997): Accuracy of pedicle screw insertion: a prospective CT study in 30 low back patients, *Eur Spine J* 6 [6], Seite 402-5. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9455669
- [100] Slomczykowski, M. A.; Hofstetter, R.; Sati, M.; Krettek, C. und Nolte, L. P. (2001): Novel computer-assisted fluoroscopy system for intraoperative guidance: feasibility study for distal locking of femoral nails, *J Orthop Trauma* 15 [2], Seite 122-31. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11232651
- [101] Glossop, N. D.; Hu, R. W. und Randle, J. A. (1996): Computer-aided pedicle screw placement using frameless stereotaxis, *Spine* 21 [17], Seite 2026-34. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8883207
- [102] Euler, E.; Heining, S.; Riquarts, C. und Mutschler, W. (2003): C-arm-based three-dimensional navigation: a preliminary feasibility study, *Comput Aided Surg* 8 [1], Seite 35-41. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14708757

- [103] Kotsianos, D.; Rock, C.; Euler, E.; Wirth, S.; Linsenmaier, U.; Brandl, R.; Mutschler, W. und Pfeifer, K. J. (2001): [3-D imaging with a mobile surgical image enhancement equipment (ISO-C-3D). Initial examples of fracture diagnosis of peripheral joints in comparison with spiral CT and conventional radiography], Unfallchirurg 104 [9], Seite 834-8. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11572125
- [104] Rock, C.; Linsenmaier, U.; Brandl, R.; Kotsianos, D.; Wirth, S.; Kaltschmidt, R.; Euler, E.; Mutschler, W. und Pfeifer, K. J. (2001): [Introduction of a new mobile C-arm/CT combination equipment (ISO-C-3D). Initial results of 3-D sectional imaging], Unfallchirurg 104 [9], Seite 827-33. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11572124
- [105] Acikbas, S. C.; Arslan, F. Y. und Tuncer, M. R. (2003): The effect of transpedicular screw misplacement on late spinal stability, Acta Neurochir (Wien) 145 [11], Seite 949-54; discussion 954-5. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14628199
- [106] Kai, Y.; Oyama, M. und Morooka, M. (2004): Posterior lumbar interbody fusion using local facet joint autograft and pedicle screw fixation, Spine 29 [1], Seite 41-6. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=14699274
- [107] Merloz, P.; Tonetti, J.; Cinquin, P.; Lavallee, S.; Troccaz, J. und Pittet, L. (1998): [Computer-assisted surgery: automated screw placement in the vertebral pedicle], Chirurgie 123 [5], Seite 482-90. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9882919
- [108] Stöckle, U.; König, B.; Hofstetter, R.; Nolte, L. P. und Haas, N. P. (2001): [Navigation assisted by image conversion. An experimental study on pelvic screw fixation], Unfallchirurg 104 [3], Seite 215-20. URL:
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11284352

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Stereotactic Apparatus von Sir V. Horsley und R.H. Clark aus dem Jahr 1906	8
Abbildung 2: Robodoc © der Firma ISS (Integrated Surgical System, Sacramento, CA, USA)	9
Abbildung 3: Darstellung eines semiaktiven System; Das Da Vinci™ surgical systems von institutive surgical®	10
Abbildung 4: Akkubohrmaschine Colibri ® der Firma Synthes, versehen mit einem Schild mit vier passiven optoelektronischen Markern	11
Abbildung 5: Luftdruckbohrmaschine Airdrive II ® der Firma Synthes, versehen mit einem Schild mit vier aktiven optoelektronischen Markern und einem Bohrer	12
Abbildung 6: transversale Ansicht einer Wirbelsäule von HWK 1 bis Os sacrum mit Disci intervertebralia [73]	14
Abbildung 7: Aufsicht auf einen Brustwirbelkörper [72]	16
Abbildung 8: schematische Darstellung des Bandapparates der Wirbelsäule [2]	16
Abbildung 9: schematische Darstellung der Wirbelsäulenverletzungen, eingeteilt nach AO-Klassifikation [76, 77]	18
Abbildung 10: seitliches Röntgenbild eines Patienten mit Spondylarthrose	19
Abbildung 11: seitliche Röntgenaufnahme einer Impressionsfraktur bei Osteoporose	20
Abbildung 12: Die linken beiden Röntgenaufnahmen zeigen das Bild einer Spondylodiszitis mit Spondylitis von LWK 3, die rechten beiden Röntgenaufnahmen zeigen das postoperative Ergebnis nach dorso-ventraler Stabilisierung mit USS, expandierbaren Cage und Schrauben- und Plattenosteosynthese	21
Abbildung 13: CT-Schichten eines LWK 1-Metastase einer peripheren Neuralscheidentumors	22
Abbildung 14: Dreipunktkorsett bei stabilen WS-Frakturen	24
Abbildung 15: monosegmentale dorsale Stabilisierung mittels USS	25
Abbildung 16: seitliche (li) und AP (re) Röntgenaufnahme einer bisegmentalen transpedikulären Stabilisierung mit USS bei einer BKW 11-Fraktur	26
Abbildung 17: seitliche (li) und AP (re) Röntgenaufnahme einer bisegmentalen transpedikulären Stabilisierung mit USS bei einer BKW 11-Fraktur und einer ventralen Stabilisierung mit einem expandierbarem Cage	27
Abbildung 18: seitliche Röntgenaufnahme einer mehrsegmentalen Stabilisierung mit USS	28
Abbildung 19: zwei der verwendeten Kunststoffmodelle nach Durchführung der Bohrungen	32
Abbildung 20: Infrarotkamera Typ: Optotrak® 3020, der Firma Northern Digital Inc. (Waterloo, Ontario CAN)	33
Abbildung 21: DRBs mit optoelektronischen Markern sowohl für die Wirbelsäulen- als auch die Beckenchirurgie (re)	33
Abbildung 22: mit optoelektronischen Markern ausgestattete Gravity	34
Abbildung 23: Virtual Keyboard mit den verschiedenen Menüfeldern für den Computer	34
Abbildung 24: Stroberbox teilweise bestückt mit den Steckern der Instrumente	35
Abbildung 25: Exposcop 8000 Bildwandler mit, mit Leuchtdioden für die Computernavigation versehenem Gestell an der Empfängereinheit des Bildwandlers	35
Abbildung 26: Iso-C 3D mit Computer- und Monitoreinheit	36
Abbildung 27: Computereinheit, zur Planung und Kontrolle der Operation	36
Abbildung 28: im Vordergrund die Druckluftbohrmaschine mit Bohrer, im Hintergrund ein T-Handgriff mit Bohrer	37

<i>Abbildung 29: von li nach re: Pedikel-Aale, Pedikel-Probe und Pointer</i>	37
<i>Abbildung 30: Vergrößerung des Diodengestells für den C-Arm mit der Kreuzplatte und der Laserzieheinrichtung am unteren Ende</i>	38
<i>Abbildung 31: Versuchsaufbau der 2D-Versuchsreihe in einem OP-Saal</i>	39
<i>Abbildung 32: seitliche Aufnahme der Versuchsanordnung</i>	40
<i>Abbildung 33: Versuchsaufbau für die Lateralaufnahme</i>	41
<i>Abbildung 34: Screenshot der Lateralaufnahme von Navigationssystem</i>	41
<i>Abbildung 35: Versuchsaufbau für die AP-Aufnahme</i>	42
<i>Abbildung 36: Screenshot der AP-Aufnahme von Navigationssystem</i>	42
<i>Abbildung 37: Versuchsaufbau für die Aufnahme entlang der Pedikelachse</i>	43
<i>Abbildung 38: Screenshot der Aufnahme entlang der Pedikelachse von Navigationssystem</i>	43
<i>Abbildung 39: Screenshot der intraoperativen Realtimedarstellung; oben li die AP-Aufnahme, oben re die Aufnahme entlang der Pedikelachse und unten li die Lateralaufnahme</i>	44
<i>Abbildung 40: Computernavigationsfähiger Iso-C 3D mit Computer- und Monitoreinheit in einem OP-Saal</i>	45
<i>Abbildung 41: Mit Leuchtdioden versehene Empfängereinheit des Iso-C 3D</i>	46
<i>Abbildung 42: Seitliche Ansicht der mit einem Rundstab stabilisierten Wirbelsäule</i>	47
<i>Abbildung 43: Versuchsaufbau während einen Test-Scanvorgangs</i>	48
<i>Abbildung 44: Versuchsaufbau am Ende eines Scanvorganges mit Bohrinstrumentarium</i>	49
<i>Abbildung 45: Anordnung von Optotrak-Kamera und den Computern im Versuchsraum</i>	49
<i>Abbildung 46: Screenshot des Navigationssystems von einer der Planung einer Pedikelschraube auf der rechten Seite auf Höhe von LWK I</i>	50
<i>Abbildung 47: die Durchführung einer Bohrung</i>	51
<i>Abbildung 48: linkes Bild: Perforation der Kortikalis mit der Pedikel-Probe; rechtes Bild: Ansatz des Bohrers an den Pedikel</i>	51
<i>Abbildung 49: Screenshot während einer Bohrung, der rote Balken zeigt die Planung und der grüne Balken stellt den Bohrer dar</i>	52
<i>Abbildung 50: Darstellung des minimalen Abstandes nach medial</i>	53
<i>Abbildung 54: Darstellung des minimalen Abstandes nach lateral</i>	54
<i>Abbildung 52: Schichtaufnahme einer Pedikelbohrung, ventral durchbricht der Bohrkanal die Kortikalis und das vordere Band</i>	55
<i>Abbildung 53: Mittelwerte der Durchleuchtungszeit für die einzelnen Wirbelkörper</i>	56
<i>Abbildung 54: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Vermessung der minimalen Abstände nach medial und lateral; Bohrung li med.: 1,5mm, lat.: 4,4mm; re med.: 4,9mm, lat.: 1,0mm</i>	56
<i>Abbildung 55: Screenshot einer Rekonstruktion des Kontroll-CTs mit Hilfe des Navigationssystems</i>	57
<i>Abbildung 56: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Bohrkanalvermessung: Bohrung li med.: 3,9mm, lat.: 1,3mm; Bohrung re med.: 1,3mm und lat.: 2,1mm</i>	57
<i>Abbildung 57: graphische Darstellung der Mittelwerte des minimalen Abstandes</i>	58
<i>Abbildung 58: Screenshot der Planung an LWK5</i>	59
<i>Abbildung 59: Photo der Ausgeführten Bohrung mit verwendetem Bohrer</i>	60

<i>Abbildung 60: Screenshot der 2. Planung an LWK5</i>	60
<i>Abbildung 61: Screenshot der Ausgeführten Bohrung</i>	60
<i>Abbildung 62: Screenshot der neuen Planung, nach neuem Versuchsaubau, Bohrer steckt in altem Bohrkanal</i>	61
<i>Abbildung 63: Photo der 2. Fehlbohrung, der Kortikalisperforation</i>	61
<i>Abbildung 64: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Bohrkanalvermessung: Bohrung med.: 3,3mm; lat.: 2,5mm</i>	62
<i>Abbildung 65: Schichtdarstellung eines Wirbelkörpers mit Bohrkanalvermessung: Bohrung li med.: 3,3mm, lat.: 3,3mm; Bohrung re med.: 6,6mm, lat.: 2,2mm</i>	62
<i>Abbildung 66: graphische Darstellung der Mittelwerte des minimalen Abstandes</i>	63
<i>Abbildung 67: Darstellung des minimalen Abstandes nach medial der einzelnen Wirbelkörper mit einem signifikantem Unterschied ($< 0,005$) aller Wirbelkörper</i>	64
<i>Abbildung 68: Darstellung des minimalen Abstandes nach lateral der einzelnen Wirbelkörper mit einem signifikanten Unterschied ($< 0,005$) zwischen LWK 1, 3, 4 und 5</i>	65
<i>Abbildung 69: Strahlengänge der einzelnen Röntgenprojektionen; roter Bereich ist in keiner Projektion sicher zu beurteilen [93]</i>	68
<i>Abbildung 70: Screenshot der Planung</i>	69
<i>Abbildung 71: Photo der Fehlbohrung</i>	70
<i>Abbildung 72: Planung der Bohrung (re) an LWK3 der LWS03</i>	70
<i>Abbildung 73: laterale Pedikelperforation an LWK 3 re</i>	71
<i>Abbildung 74: li: Navigierte Bohrhülse mit Bohrern und den passenden Adapter</i>	71
<i>Abbildung 75: Screenshot: li: die symetrische Lage beider Bohrungen; re: parallel zur Deckplatte verlaufende Bohrung</i>	72

Lebenslauf

Vor- und Zuname: Christian, Aljoscha, Schäffler

Geburtsdatum: 16. April 1975

Geburtsort: München

Familienstand: ledig

Konfession: evangelisch

Schulbesuch:

Volksschule Gräfelfing 1981-1985

Nymphenburger Gymnasium 1985-1995

Abitur 1995

Ludwig-Maximilian Universität München WS 1995/96

Fach: Physik

Aicher-Ambulanz Union München

Ausbildung zum Sanitäter Dez '95 - März '96

Ausbildung zum RDH März '96 - Juni '96

Ausbildung zum Rettungssanitäter 24. - 29. März '97

Wolfartklinik Gräfelfing

Praktikum zum Rettungssanitäter 24. Juni '96 - 19. Juli '96

Pflegedienstpraktikum 19. Juli '96 - 25. Aug '96

Univ. Klinikum Großhadern

Angestellt als Pflegehelfer 16. Dez '96 - 31. Aug '97

Besuch Vorlesung der Humanmedizin WS 1997/98

LMU- München

Humboldt Universität zu Berlin

Student der Humanmedizin seit 10. Feb '98

Physikum April '00

1. Staatsexamen Sept '01

2. Staatsexamen April '03

3. Staatsexamen Juni '04

Studienaufenthalt:

Maurice- E. Müller-Institut Jan – März '01
(Bern/Schweiz)
Testung und Weiterentwicklung der
3D-Computernavigation
Leitung: Prof. Dr. L.P. Nolte

Famulatur:

**Klinik für Unfall- und Wiederher-
stellungschirurgie** 19. Feb. – 23.März '01
Charité (Virchow Klinikum)
Leitung: Prof Dr. N.P. Haas

**Kinderchirurgische Abteilung der
Charité (CVK)** 03. Sept. – 04 Okt '01
Leitung: Prof. Dr. H. Mau

Fachärztin für Allgemeinmedizin 11. – 26.März '02
Dr. Anne Schäffler – Schrauth

Facharzt für Allgemeinmedizin 27.März – 12. April '02
Dr. Johannes Schmitt

**Kinderchirurgische Abteilung der
Kaiserswerther Diakonie** 12.Aug – 13.Sept '02
Florence-Nightingale-Krankenhaus
Leitung: Dr. Heinrich Klumpp

Arbeitsstelle:

**Centrum für Muskuloskeletale
Chirurgie** Seit Juli '04
Klinik für Orthopädie
Klinik für Unfall- und Wiederher-
stellungschirurgie
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Virchow Klinikum
Leitung: Prof Dr. N.P. Haas

Erklärung an Eides Statt

Hiermit erkläre ich, Christian Aljoscha Schäffler, geboren am 16.04.1975 in München, an Eides Statt, die unter dem Titel:

Experimentelle Studie zum Vergleich der Computernavigation mit 2D- und 3D-Bildwandlertechnologie am Beispiel der Pedikelschraubeninsertion im Bereich der LWS

verfasste Dissertation

ausschließlich durch mich selbst geschrieben,
ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst,
die benutzten Hilfsmittel und die zitierte Literatur vollständig angegeben

zu haben.

Die oben genannte Dissertation ist keine auch nur in Teilen wiedergegebene Kopie anderer Arbeiten.

Berlin, den 18. Februar 2006

Aljoscha Schäffler